



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104582582 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201380043917. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 08. 20

A61B 8/00(2006. 01)

G06F 3/14(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/691, 717 2012. 08. 21 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/055790 2013. 08. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/031642 EN 2014. 02. 27

(71) 申请人 毛伊图像公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 J·R·卡尔 K·D·布鲁尔 V·N·李

M·奥伊莱特 M·布莱克

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华 李峥宇

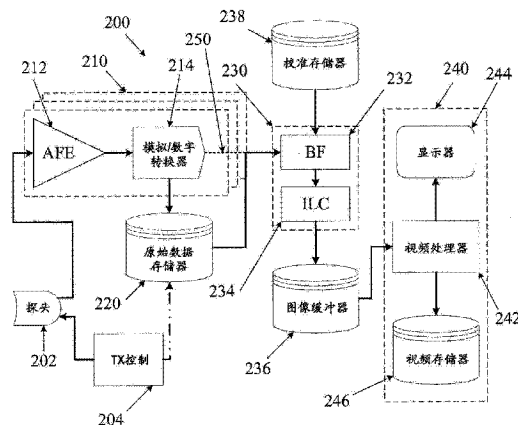
权利要求书3页 说明书23页 附图7页

(54) 发明名称

超声成像系统存储器架构

(57) 摘要

可以配置多孔径超声成像系统以存储原始的未波束成形的回声数据。可以使用修改的参数检索并且重新波束成形所存储的回声数据，以便于增强图像或者展示原始图像中不可见或不可辨别的信息。也可以通过网络发送原始回声数据，并且由并非物理地靠近执行成像的探头的远程设备进行波束成形。这些系统可以允许医师或者其他从业者操纵回声数据如同它们直接地对患者成像，即便患者不在场也是如此。由这些系统和方法可以得到许多独特的诊断机会。



1. 一种超声成像方法,包括步骤:

采用多孔径成像系统发送未聚焦声脉冲超声脉冲以声穿透感兴趣区域;

实时产生所述感兴趣区域的第一区段的第一图像;

在存储器设备中存储从声穿透的所述区域接收到的回声数据;

在所述存储步骤之后,从所述存储器设备检索所述回声数据;以及

处理所述回声数据以形成所述感兴趣区域的第二区段的第二图像,其中所述第二区段覆盖所述第一区段中不存在的所述感兴趣区域的一部分。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述产生步骤包括使用第一组波束成形参数,以及所述处理步骤包括使用不同于所述第一组波束成形参数的第二组波束成形参数。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述第二图像具有比所述第一图像更高的像素分辨率。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述第二图像覆盖所述第一区段内的所述感兴趣区域的一部分。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述感兴趣区域的所述第一区段和所述第二区段完全未重叠。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:

处理所述回声数据以形成所述感兴趣区域的第三区段的第三图像,其中,所述第三图像覆盖所述第二图像中不存在的所述感兴趣区域的一部分;以及

同时地显示所述第二图像和所述第三图像。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,在所述第一图像中可见人体心脏的截面,在所述第二图像中仅可见所述心脏的第一部分,以及在所述第三图像中仅可见所述心脏的第二部分。

8. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,形成第二图像和形成第三图像进一步包括组合多个图像层,每个图像层对应于发送的超声脉冲与接收孔径的不同组合,以及其中,所述形成所述第二图像包括组合与形成所述第三图像不同数目的图像层。

9. 根据权利要求 6 所述的方法,进一步包括测量在所述第二图像中可见的对象。

10. 一种处理超声数据的方法,包括步骤:

从第一非易失性数字存储器设备检索第一数据集合,所述第一数据集合包括发送孔径的位置和朝向信息;

从第二非易失性数字存储器设备检索第二数据集合,所述第二数据集合包括一系列超声回声串,每个超声回声串包括与负责产生所述回声数据的发送孔径相关联的回声数据;

从所述第一数据集合确定所述发送孔径的发送位置;

从所述第二数据集合确定接收孔径的接收位置;以及

使用第一组波束成形参数来波束成形所述第二数据集合以产生目标对象的第一组图像。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,进一步包括:

调整至少一个波束成形参数以形成第二组波束成形参数;以及

使用所述第二组波束成形参数来波束成形所述第二数据集合以产生所述目标对象的第二组图像。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,所述至少一个波束成形参数是所述目标对象中的声速。

13. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,所述至少一个波束成形参数是所述发送孔径的发送换能器元件或者所述接收孔径的接收换能器元件的位置。

14. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,所述至少一个波束成形参数是权重因子。

15. 根据权利要求 10 所述的方法,进一步包括:

限定所述目标对象的图像窗口;以及

波束成形所述第二数据集合以产生所述目标对象的所述图像窗口的第二组图像。

16. 根据权利要求 15 所述的方法,其中,所述图像窗口覆盖所述第一组图像内的区域并且小于所述第一组图像的总面积,所述方法进一步包括:测量在所述第二组图像中可见的结构尺寸。

17. 根据权利要求 10 所述的方法,进一步包括:基于从所述第二数据集合形成的图像而向显示器添加 m- 模式线。

18. 根据权利要求 10 所述的方法,进一步包括:调整用于相干地和非相干地组合图像的算法。

19. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,产生所述第一组图像进一步包括:组合第一多个图像层以形成第一组帧,每个图像层对应于所述发送孔径和所述接收孔径的不同组合,以及以第一帧速率显示所述第一组帧。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,进一步包括:波束成形所述第二数据集合以产生所述目标对象的第二组图像,包括组合第二多个图像层以形成第二组帧,每个图像层对应于所述发送孔径和所述接收孔径的不同组合,所述第二组帧具有比所述第一组帧更多数目的帧,以及以高于所述第一帧速率的第二帧速率显示所述第二组帧。

21. 一种超声成像系统,包括:

多孔径超声探头,所述多孔径超声探头具有多个发送换能器元件和多个接收换能器元件;

发送控制电子器件,所述发送控制电子器件配置用以控制超声脉冲从所述探头的发送换能器元件的传输;

接收器电子器件,所述接收器电子器件配置用以从所述接收换能器元件接收对应于所述超声脉冲的回声的回声信号;以及

原始数据存储器,所述原始数据存储器与所述接收器电子器件电子通信,所述原始数据存储器包含表示至少一个发送元件的标识的数字数据、所述至少一个发送元件发送超声脉冲的时刻、以及表示来自所述超声脉冲的回声的振幅的一系列数据点。

22. 根据权利要求 21 所述的系统,进一步包括波束成形器,所述波束成形器与所述原始数据存储器电子通信,所述波束成形器配置以从所述原始数据存储器检索回声数据,并且从检索到的所述回声数据形成图像。

23. 一种超声图像处理计算设备,包括:

处理器;

第一非易失性存储器设备,所述第一非易失性存储器设备包含处理代码;

第二非易失性存储器设备,所述第二非易失性存储器设备包含与发送孔径相关联的超

声回声数据,并且包含相对于接收孔径的接收换能器元件限定所述发送孔径的发送换能器元件的声学位置的换能器元件位置数据;

其中,所述处理器配置以执行在所述第一非易失性存储器设备中的所述处理代码,以从所述第二存储器设备检索所述超声回声数据,以及基于所述换能器元件位置数据通过波束成形所述回声数据形成图像。

24. 根据权利要求 23 所述的设备,其中,所述设备并未电子或物理地连接至包含所述发送孔径和所述接收孔径的超声探头。

25. 一种超声成像方法,包括:

从至少一个发送元件将超声声脉冲发送至患者体中;

将关于所述超声声脉冲的发送信息存储在原始数据存储器中;

采用至少一个接收元件接收对应于所述超声声脉冲的回声;

在多个采样点处对所述回声采样以产生包含信号幅度和时间戳条目的数字记录;以及对于每个采样点在原始数据存储器中存储所述数字记录。

26. 根据权利要求 25 所述的方法,进一步包括:从所述数字记录形成超声图像。

27. 根据权利要求 25 所述的方法,进一步包括:

执行对所述发送元件和所述接收元件的校准操作以获得更新的校准数据;以及使用更新的所述校准数据处理所述数字记录以形成超声图像。

超声成像系统存储器架构

[0001] 与申请相关的交叉引用

[0002] 本申请要求享有 2012 年 8 月 21 日提交的名称为“超声成像系统存储器架构”的美国临时专利申请案号 61/691,717 的优先权,在此全文引用以作参考。

[0003] 参考引用

[0004] 在此通过参考在本说明书中提及所有所述的公开和专利申请,其程度如同具体地和单独地指示为包括每个单独公开或专利申请以作参考。

技术领域

[0005] 本公开概括地涉及超声成像系统,并且更特别地涉及使用原始回声数据存储器设备的超声成像系统。

背景技术

[0006] 在传统的超声成像中,超声能量的聚焦束传送至待检查的人体组织中,并且探测和绘制返回的回声以形成图像。尽管超声已经广泛用于诊断目的,传统的超声已经大大受限于扫描的深度、斑点噪声、不良的横向分辨率、模糊的组织以及其他这些问题。

[0007] 为了穿透人体组织,超声束通常由相控阵列 (phased array) 或成形的换能器 (shaped transducer) 形成并且聚焦。相控阵列超声广泛用于操纵并且聚焦窄超声束的方法以用于在医疗超声检查中形成图像。相控阵列探头具有许多小型超声换能器元件,每一个可以单独地被施加脉冲。通过改变超声脉冲的定时 (例如通过沿着“行 (row)”的顺序逐个被施加脉冲),设置了结构相长干涉的模式,导致以选定角度定向的束。这已知为束操纵。以此方式操纵的超声束可以随后扫描通过正在被检查的组织或对象。来自多个束的数据随后组合以形成显示穿过对象的切片的可见图像。

[0008] 传统上,使用用于发送超声束的相同换能器或阵列以探测返回声波。该设计配置结构导致在出于医疗目的而使用超声成像的核心的最重要限制之一:不良的横向分辨率。理论上,可以通过增大超声探头的孔径宽度而改进横向分辨率,但是涉及孔径尺寸增大的实际问题已经使得孔径保持小型。无疑地,即便具有该限制,超声成像已经非常有用,但是其具有更好分辨率将更有效。

发明内容

[0009] 提供了一种超声成像方法,包括以下步骤,采用多孔径成像系统发送未聚焦声脉冲 (ping) 超声脉冲以声穿透感兴趣区域,实时产生感兴趣区域的第一区段的第一图像,在存储器设备中存储从声穿透区域收到的回声数据,在存储步骤之后从存储器设备检索回声数据,以及处理回声数据以形成感兴趣区域的第二区段的第二图像,其中第二区段覆盖第一区段中未存在的感兴趣区域的一部分。

[0010] 在一些实施例中,产生步骤包括使用第一组波束成形参数,以及处理步骤包括使用不同于第一组波束成形参数的第二组波束成形参数。

[0011] 在一个实施例中,第二图像具有比第一图像更高的像素分辨率。在另一实施例中,第二图像覆盖了第一区段内感兴趣区域的一部分。在一些实施例中,感兴趣区域的第一区段和第二区段完全未重叠。

[0012] 在一些实施例中,方法进一步包括处理回声数据以形成感兴趣区域的第三区段的第三图像,其中第三图像覆盖了第二图像中未存在的感兴趣区域的一部分,以及同时显示第二图像和第三图像。

[0013] 在一些实施例中,人体心脏的剖面在第一图像中可见,在第二图像中仅可见心脏的第一部分,以及在第三图像中仅可见心脏的第二部分。

[0014] 在一些实施例中,形成第二图像和形成第三图像进一步包括组合多个图像层,每个图像成对应于发送的超声脉冲与接收孔径的不同组合,以及其中形成第二图像包括组合与形成第三图像不同数目的图像层。

[0015] 在一个实施例中,方法进一步包括测量在第二图像中可见的对象。

[0016] 也提供了一种处理超声数据的方法,包括以下步骤,从第一非易失性数字存储器设备检索第一数据集合,第一数据集合包括发送孔径的位置和朝向信息,从第二非易失性数字存储器设备检索第二数据集合,第二数据集合包括一系列超声回声串,每个超声回声串包括与负责产生回声数据的发送孔径相关联的回声数据,从第一数据集合确定发送孔径的发送位置,从第二数据集合确定接收孔径的接收位置,以及使用第一组波束成形参数而波束成形第二数据集合以产生目标对象的第一组图像。

[0017] 在一些实施例中,方法进一步包括,调整至少一个波束成形参数以形成第二组波束成形参数,以及使用第二组波束成形参数而波束成形第二数据集合以产生目标对象的第二组图像。

[0018] 在一个实施例中,至少一个波束成形参数是目标对象中的声速。在另一实施例中,至少一个波束成形参数是发送孔径的发送换能器元件、或者接收孔径的接收换能器元件的位置。在额外实施例中,至少一个波束成形参数是权重因子。

[0019] 在一些实施例中,方法进一步包括,限定目标对象的图像窗口,以及波束成形第二数据集合以产生目标对象的图像窗口的第二组图像。

[0020] 在一些实施例中,图像窗口覆盖了第一组图像内的区域并且小于第一组图像的总面积,方法进一步包括测量在第二组图像中可见的结构的尺寸。

[0021] 在另一实施例中,方法包括基于由第二数据集合形成图像而向显示器添加 m- 模式线。

[0022] 在其他实施例中,方法进一步包括调整用于相干 (coherently) 和非相干地 (incoherently) 组合图像的算法。

[0023] 在一些实施例中,产生第一组图像进一步包括,组合第一多个图像层以形成第一组帧,每个图像层对应于发送孔径和接收孔径的不同组合,以及以第一帧速率显示第一组帧。

[0024] 在其他实施例中,方法包括,波束成形第二数据组合以产生目标部分的第二组图像,包括组合第二多个图像层以形成第二组帧,每个图像层对应于发送孔径和接收孔径的不同组合,第二组帧具有比第一组帧更多数目的帧,以及以比第一帧速率更高的第二帧速率显示第二组帧。

[0025] 也提供了一种超声成像系统,包括具有多个发送换能器元件和多个接收换能器元件的多孔径超声探头,配置用于控制从探头的发送换能器元件传输超声脉冲的发送控制电子器件,配置用于从接收换能器元件接收对应于超声脉冲回声的回声信号的接收器电子器件,以及与接收器电子器件电通信的原始数据存储器,原始数据存储器包含表示至少一个发送元件标识的数字数据、至少一个发送元件发送超声脉冲的时刻、以及表示来自超声脉冲的回声振幅的一系列数据点。

[0026] 在一些实施例中,系统包括与原始数据存储器电子通信的波束成形器,波束成形器配置以从原始数据存储器检索回声数据并且从检索到的回声数据形成图像。

[0027] 提供了一种超声图像处理计算设备,包括,处理器,包含处理代码的第一非易失性存储器设备,包含与发送孔径相关联的超声回声数据,并且包含相对于接收孔径的接收换能器元件限定所述发送孔径的发送换能器元件的声学位置的换能器元件位置数据的第二非易失性存储器设备,其中处理器配置以执行在第一非易失性存储器设备中的处理代码,以从第二存储器设备检索超声回声数据,以及通过基于换能器元件位置数据而波束成形回声数据从而形成图像。

[0028] 在一些实施例中,该设备并未电子或物理地连接至包含发送孔径和接收孔径的超声探头。

[0029] 提供了一种超声成像方法,包括,从至少一个发送元件发送超声声脉冲至患者体中,在原始数据存储器中存储关于超声声脉冲的发送信息,采用至少一个接收元件接收对应于超声声脉冲的回声,在多个采样点处采样回声以产生包含信号幅度和时间戳项目的数字记录,并且在原始数据存储器中存储用于每个采样点的数字记录。

[0030] 在一些实施例中,该方法进一步包括从数字记录形成超声图像。

[0031] 在另一实施例中,该方法包括,执行发送和接收元件的校准操作以获得更新的校准数据,并且使用更新的校准数据处理数字记录以形成超声图像。

附图说明

[0032] 采用以下权利要求中的特性阐述了本发明的创新性特征。通过参考列出示意性实施例的以下详细说明书,将获得对于本发明特征和优点的更好理解,其中采用了本发明的原理,并且其附图:

[0033] 图 1 是多孔径超声成像探头和待成像的网格点的示意图。

[0034] 图 2 是配置用于捕捉原始回声数据的超声成像系统控制面板的一个实施例的透视图。

[0035] 图 3 是示出了配置用于本地原始回声数据捕捉的超声成像系统的一个实施例的数个功能部件的结构图。

[0036] 图 4 是示出了配置用于远程原始回声数据捕捉的超声成像系统的一个实施例的数个功能部件的结构图。

[0037] 图 5 是示出了用于捕捉和记录原始回声数据的过程的一个实施例的流程图。

[0038] 图 6 是示出了从业者可以由此利用在先前现场成像阶段期间捕捉的原始回声数据的过程的实施例的流程图。

[0039] 图 7 是示出了成像系统由此可以处理并显示在先前现场成像阶段期间捕捉的原

始回声数据的过程的实施例的流程图。

具体实施方式

[0040] 将参照附图详细描述各个实施例。参照特定示例和实施方式是为了示意性目的，并且并非意在限定本发明或权利要求的范围。

[0041] 介绍和定义

[0042] 尽管在此参照解剖学结构的各个超声成像描述了各个实施例，应该理解的是在此所示和所述的许多方法和设备也可以用于其他应用中，诸如对非解剖结构和对象的成像和评测。例如，在此所述的探头、系统和方法可以用于各个机械对象、结构化对象或材料的非破坏性测试或评测，诸如焊接、管线、梁、板、压力容器、层状结构等等。以下各个实施例包括用于使用了配置用于存储原始、未波束成形超声数据以用于后续波束成形并且处理为图像数据的超声成像系统的系统和方法。该系统允许使用超声成像系统的许多独特方法。

[0043] 如在此使用的术语“超声换能器”和“换能器”可以承载如超声成像技术的本领域技术人员所理解的它们的原始含义，并且可以不受限地涉及能够将电信号转换为超声信号和 / 或反之亦然任何单个部件。例如，在一些实施例中，超声换能器可以包括压电设备。在一些其他实施例中，超声换能器可以包括电容性微机械加工的超声换能器 (CMUT)。

[0044] 换能器通常配置在多个单独换能器元件的阵列中。如在此使用的，术语“换能器阵列”或“阵列”通常涉及安装至常规背板的换能器元件的集合。这些阵列可以具有一个维度 (1D)、两个维度 (2D)、1. X 维度 (1. XD) 或三维 (3D)。也可以使用本领域技术人员所理解的其他维度阵列。也可以使用环形阵列，诸如同心圆阵列和椭圆阵列。换能器阵列的元件可以是阵列的最小分立功能部件。例如，在压电换能器元件阵列的情形中，每个元件可以是单个压电晶体或压电晶体的单个机械加工区段。

[0045] 如在此使用的，术语“发送元件”和“接收元件”可以承载如超声成像技术领域技术人员所理解的它们原始含义。术语“发送元件”可以不受限地涉及至少即刻执行其中电信号转换为超声信号的发送功能的超声换能器元件。类似的，术语“接收元件”可以不受限地涉及至少即刻执行其中将冲击在元件上的超声信号转换为电信号的接收功能的超声换能器元件。将超声发送至媒介中在此也可以称作“声穿透”。反射超声波的对象或结构可以称作“反射体”或“散射体”。

[0046] 如在此使用的，术语“孔径”可以涉及可以穿过其发送和 / 或接收超声信号的概念性“开口”。在实际中，孔径简单的是单个换能器元件或者共同地由成像控制电子器件管理作为共同群组的换能器元件的群组。例如，在一些实施例中，孔径是可以与相邻孔径物理分立的元件的物理群组。然而，相邻孔径并非必需物理地分立。

[0047] 应该注意的是，在此使用术语“接收孔径”、“声穿透孔径”和 / 或“发送孔径”以意味着单个元件、阵列内元件的群组、或甚至具有共用外壳的整个阵列，其执行从期望的物理观测点或孔径的期望发送或接收功能。在一些实施例中，这些发送和接收孔径可以被创建为具有专用功能的物理分立的部件。在其他实施例中，如果需要的话可以动态地电子地限定任意数目的发送和 / 或接收孔径。在其他实施例中，多孔径超声成像系统可以使用专用功能和动态功能孔径的组合。

[0048] 如在此使用的，术语“总孔径”涉及所有成像孔径的总累积尺寸。换言之，术语“总

孔径”可以涉及由用于特定成像周期的发送和 / 或接收元件的任何组合的最远换能器元件之间最大距离所限定的一个或多个维度。因此,总孔径由对于特定周期指定作为发送或接收孔径的任意数目子孔径构成。在单孔径成像设置的情形中,总孔径、子孔径、发送孔径和接收孔径将均具有相同的维度。在多阵列探头的情形中,总孔径的维度可以包括所有阵列的维度的总和。

[0049] 在一些实施例中,两个孔径可以在连续阵列上相互邻接。在另外其他实施例中,两个孔径可以在连续阵列上相互重叠,以使得至少一个元件功能用作两个分立孔径的一部分。可以以对于特定应用所需的任何方式动态地限定孔径的位置、功能、元件数目以及物理尺寸。以下将讨论对于特定应用的对于这些参数的约束,和 / 或这些约束对于本领域技术人员是清楚的。

[0050] 在此所述的元件和阵列也可以是多功能的。也即,在一个实例中指定换能器元件或阵列作为发射器并不排除它们在下一个实例中立即重新指定作为接收器。此外,控制系统的实施例在此包括用于基于用户输入、预设的扫描或分辨率标准或其他自动确定的标准而电子地做出这些指定的能力。

[0051] 如在此使用的,术语“点源传输”或“声脉冲”可以涉及将发送的超声能量从单个空间位置引入媒介中。这可以使用单个超声换能器元件或者作为单个发送孔径一起发送的相邻换能器元件的组合而实现。来自点源发送孔径的单个传输接近均匀的球形波前 (wave front), 或者在成像 2D 切片的情形中,在 2D 切片内的均匀的圆形波前。在一些情形中,来自点源发送孔径的圆形或球形波前的单个传输可以在此称作“声脉冲”或“点源脉冲”。

[0052] 如在此使用的,短语“像素分辨率”涉及对图像中大量像素的测量,并且可以表示为两个正整数,第一个涉及多个像素列 (图像宽度) 并且第二个涉及多个像素行 (图像高度)。备选地,像素分辨率可以根据像素的总数目 (例如行数与列数目的乘积)、每单元长度的像素数目、或者每单位面积的像素数目而表示。如在此使用的“像素分辨率”区别于术语“分辨率”的其他使用,其涉及图像中可见细节的水平。例如,“横向分辨率”可以涉及在超声图像平面中沿着水平轴线辨别的细节的水平,独立于该平面的图像可以如何表示作为由像素构成的数字图像。

[0053] 基于声脉冲的超声成像

[0054] 在各个实施例中,点源传输超声成像 (另外称作基于声脉冲的超声成像) 提供了优于传统的扫描线的成像的数个优点。点源传输在其空间特性上不同于“相控阵列传输”,该“相控阵列传输”沿着专用扫描线从换能器元件阵列沿特定方向聚焦能量。可以发送未聚焦的点源脉冲 (声脉冲) 以在扫描面中产生圆形 (或球形) 波前,由此声穿透尽可能宽的区域。来自感兴趣区域中的散射体的回声将返回至接收孔径的所有元件。这些回声信号可以被滤波、被放大、被数字化,并且被存储在短期或长期存储器中 (取决于特定系统的需要或性能)。

[0055] 随后可以通过假定从点源发射的波前在感兴趣区域中物理地为圆形而从接收到的回声重构图像。实际上,波前也将在正交于扫描平面的维度中具有一些穿透 (也即一些能量可以本质上“泄漏”至垂直于期望的二维扫描平面的维度中,减小有效成像范围)。额外地,“圆形”波前实际上可以根据换能材料的独特离轴特性而限制为在换能器正前方小于 180 度的半圆形或一小部分圆形。类似的,当发送三维“球形”波前时,这些波前可以实

实际上具有半球形或更少的形状,取决于使用的发送元件的特性。

[0056] 从接收到的回声形成图像的方法通常在此称作“波束成形”。在基于声脉冲的成像中,波束成形可以通常包括对于每个接收到的回声采样确定像素显示位置。因为每个声脉冲穿透整个成像区域,可以采用单个换能器元件的回声形成“整个”(虽然模糊不清)图像。由从单个接收换能器元件所接收到的回声形成的图像可以称作子图像。可以通过组合由在多个换能器元件处接收到的回声所形成子图像而改进图像质量。换能器元件可以分组为“孔径”,并且来自共同孔径的元件的子图像可以组合以形成图像层。

[0057] 可以使用基于软件或基于硬件的动态波束成形技术,来执行基于声脉冲回声的波束成形,其中波束成形器的焦点可以连续改变,以便随着像素被成像而聚焦在特定像素位置处。这样的波束成形器可以用于绘制从点源脉冲接收到的回声的位置。在一些实施例中,动态波束成形器可以基于来自发射器的信号至单个接收换能器元件的来回旅程传播时间而绘制每个回声信号的轨迹。

[0058] 单个反射体的轨迹将沿着椭圆分布,其第一焦点在发送换能器元件的位置处,而第二焦点在接收换能器元件的位置处。尽管数个其他可能的反射体沿着相同椭圆分布,相同反射体的回声也将由接收孔径的其他接收换能器元件的每一个接收。每个接收换能器元件的位置轻微不同,这意味着每个接收元件将对于给定反射体限定稍微不同的椭圆。通过对于共同接收孔径的所有元件的椭圆相干求和而累加结果,将指示对于反射体的椭圆的交叉,由此朝向显示表示反射体的像素的点而会聚。由任意数目接收元件所接收的回声幅度可以由此组合为每个像素值。在其他实施例中,可以以不同方式组织计算以达到实质上相同的图像。

[0059] 各个算法可以用于组合由分立的接收元件所接收的回声信号。例如,一些实施例可以单独地处理回声信号,沿着其椭圆在所有可能位置处绘制每个回声信号,随后进至下一个回声信号。备选地,每个像素位置可以单独地处理,识别和处理所有回声潜在地有助于在进至下一个像素位置之前的该像素位置。

[0060] 可以通过组合由波束成形器从一个或多个后续发送的、从相同或不同点源(或多个不同点源)发送的声脉冲所形成的图像而进一步改进图像质量。可以通过组合由多于一个接收孔径形成的图像而获得对图像质量的另外其他改进。组合分立地波束成形的图像的方法可以通常在此称作图像层组合。将来自在多孔径超声探头的多个分立孔径处接收到的回声的图像进行组合可以进一步改进图像质量。

[0061] 在一些实施例中,可以通过从第一发送孔径发送点源声脉冲以及采用两个或多个接收孔径的元件接收回声而操作基于声脉冲的多孔径成像,其中的一个或多个可以包括发送孔径的一些或所有元件。可以通过基于在声脉冲传输与回声接收之间延迟时间、声音的速度、以及发送和接收换能器元件的相对位置,而通过对散射体位置进行三角定位而形成图像。结果,可以由每个接收元件所接收的每个发送声脉冲的回声而形成整个声穿透区域的子图像。将来自被分组为单个接收孔径的多个元件所接收到的回声的子图像进行组合,可以产生参照相交椭圆如上所述的改进。

[0062] 在一些实施例中,可以通过将由在来自单个发送声脉冲的两个或多个接收孔径处接收到的回声形成的图像进行组合,而形成单个时域帧。在其他实施例中,可以通过将由在来自两个或多个发送的声脉冲的一个或多个接收孔径处接收到的回声形成图像进行组合

而形成单个时域帧。在一些这种实施例中，多个发送的声脉冲可以源自不同的发送孔径。图 1 示出了三阵列多孔径超声成像探头 10 与表示为网格的待成像的感兴趣区域 20 的实施例。探头 10 示出具有左侧换能器阵列 12，其可以包括标注为“n”、“j”和“k”的三个发送孔径（在此可以以简写标志而称作 L_n 、 L_j 和 L_k ）。右侧的换能器阵列 14 也可以包括三个发送孔径“n”、“j”和“k”（可以在此以简写标志称作 R_n 、 R_j 和 R_k ）。左侧换能器阵列 12 的一些或所有元件也可以指定为左侧接收孔径 13。类似的，右侧换能器阵列 14 的一些或所有元件可以指定作为右侧接收孔径 15。除了左侧和右侧阵列之外，多孔径超声探头 10 可以包括中心换能器阵列 16，其可以包括标注为“n”、“j”和“k”的三个发送孔径（可以在此以简写标志称作 C_n 、 C_j 和 C_k ）。中心换能器阵列 16 的一些或所有元件也可以指定作为中心接收孔径 17。应该理解的是，三个孔径的每一个可以包括沿一个、两个或三个维度相互间隔的任意数目的换能器元件。

[0063] 在其他实施例中，任何其他多孔径超声成像探头可以与以下所述的系统和方法结合使用。

[0064] 在一些实施例中，可以假定由声速对于从散射体至接收孔径的每个元件的每一个路径相同，而限定接收孔径的宽度。在足够窄的接收孔径中，该简化的假设是可接受的。然而，随着接收孔径宽度增大，到达反射点（在此称作“最大相干孔径宽度”、“最大相干宽度”或“相干宽度”），在此回声返回路径将必需穿过具有不同声速的不同类型组织。当该差异导致接近 180 度的相移时，超过最大相干接收孔径宽度的额外的接收元件将实际上使得图像退化而不是改进。

[0065] 因此，为了利用具有比最大相干宽度更大的总孔径宽度的宽探头，全部探头宽度可以物理地或逻辑地划分为多个孔径，每一个对于期望的成像应用可以限定于小于最大相干孔径宽度、但是足够小以避免接收到信号的相消除的宽度。最大相干宽度对于不同的患者并且对于相同患者上不同探头位置可以不同。在一些实施例中，可以对于给定成像方案确定折衷的宽度。在其他实施例中，可以采用动态算法配置多孔径超声成像控制系统，以将多孔径中可用的元件再细分为足够小以避免显著相消除的群组。

[0066] 在一些实施例中，当将元件分组为具有小于最大相干宽度的宽度的孔径时，可能难以或无法满足额外设计约束。例如，如果材料在非常小的面积之上是异类的 (heterogeneous)，则其可以无法形成足够小的孔径以小于最大相干宽度。类似的，如果设计系统以在巨大深度处成像非常小的目标，可以需要具有宽度大于最大相干宽度的孔径。在这些情形中，可以通过进行额外的调整来调节适应具有宽度大于最大相干宽度的接收孔径，或者可以做出校准以解决沿着不同路径的声速差。在此提供了这些声速调整的一些示例，尽管其他方法也可以是已知的。

[0067] 图像层组合

[0068] 如上所述，多个图像层可以组合以改进最终组合图像的整体质量。在一些实施例中，图像层的数目可以是接收孔径的数目与发送孔径的数目的乘积（其中“发送孔径”可以是单个发送元件或者发送元件的群组）。在其他实施例中，也可以使用单个接收孔径执行相同声脉冲成像方法。在一些实施例中，可以在波束成形之前执行对一些图像层的组合。在这些实施例中，两组或多组回声可以相干或者不相干地组合（如以下所述），并且可以使用这种组合的结果执行波束成形方法。这种预波束成形图像层组合可以用于组合对应于子图

像的回声数据,子图像可以由共同接收孔径的多个元件所接收的回声形成。备选地,这种预波束成形图像层组合可以用于将对应于可以由同相形成的子图像的回声数据进行组合、并且对由单个接收元件接收的回声数据进行积分。

[0069] 在参照图 1 的一个实施例中,可以通过从第一发送孔径 L_n 发送第一声脉冲、采用左侧接收孔径 13 的元件接收第一声脉冲的回声、以及将由左侧接收孔径 13 的每个元件所接收的回声所构造的子图像进行组合,而构造第一图像层(例如表示网格 20 中所有点,或者仅网格 20 的区段)。在一些实施例中,可以相干地组合子图像以形成图像层。可以类似地由采用右侧接收孔径 15 的元件所接收的第一声脉冲的回声而形成第二图像层。可以类似地通过从第二发送孔径 L_j 发送第二声脉冲、并且采用右侧接收孔径 13 的元件以及右侧接收孔径 15 的元件接收第二声脉冲的回声,而形成第三和第四图像层。在一些实施例中,所有四个图像层可以随后组合以形成单个时域图像帧。在其他实施例中,单个时域图像帧可以由在任意数目接收孔径处接收的回声、和/或由任意数目的发送孔径所发送的任意数目的声脉冲而获得。时域图像帧可以随后作为连续移动的图像顺序地显示在显示屏上。也可以通过使用任何以上技术组合图像层而形成静止图像。

[0070] 显示屏和显示在它们上的图像可以通常被划分为像素的网格。在一些情形中,像素是显示屏的最小单独可控区域。图像像素与显示像素之间的关系通常为本领域充分理解,并且在此不再赘述。在此许多实施例中,像素的群组可以一起处理作为共同群组。因此,术语“像素”的使用并非有意限定为任何特定尺寸,而是用作方便的术语以用于描述图像的离散区段。

[0071] 除非另外给出规定,图 1 的网格 20 同时表示了待成像的对象中感兴趣区域(“ROI”)内显示像素的网格与对应点的网格。术语“ROI 点”将在此用于描述在相对于探头的固定位置处扫描平面(或 3D 扫描空间)内的点。如从以下说明书将明确的,ROI 点并非总是必需直接关联至像素位置。例如,如果“放大”图像以展示更小的区域 30,显示像素 20 的网格将仅对应于在感兴趣区域中放大区域 30 内的点。然而,在任何缩放水平处,可以高精度确定由给定图像像素所表示的 ROI 点的物理位置(相对于探头)。

[0072] 采用点源传输成像技术的多孔径探头,可以通过波束成形接收到的回声数据以将从多个接收孔径的每一个处接收到的以及从多个发送孔径的每一个发送的回声而组合信息,从而组装每个图像像素。在基于声脉冲多孔径成像的一些实施例中,接收波束成形可以包括通过将由正被检查对象中散射体所返回以及由接收换能器元件接收的延时回声相加求和,而形成重构图像的像素。对应于这些回声的延时可以与基于探头元件的几何形状的像素位置(也即每个元件相对于共同坐标系的位置)以及对于穿过正被成像媒介的声速的假定数值相关联。重要的考虑是总和是否应当是相干(相位敏感)或非相干的(对信号幅度求和而无视相位信息)。通常,可以使用相干求和来组合由划分在共同接收孔径中的两个或多个单独接收元件所接收到的回声所构造的子图像。

[0073] 从多个发送的声脉冲得到的图像层的求和可以或者由相干相加、非相干相加、或两者的组合而完成。相干相加(在幅度相加期间保留相位信息)趋向于最大化横向分辨率,而非相干相加(对信号的幅度求和而不考虑相位信息)趋向于减小斑点噪声,并且也最小化可以由穿过成像媒介的声速的次要变化而引起的图像层未对准误差的效应。通过非相干求和减小斑点噪声,因为每个图像层将趋向于显影其自身独立的斑纹图案,并且非相干地

求和图案具有使得斑点图案平均的效果；另一方面，如果图案是相干相加的，仅得到一个强的斑点图案。

[0074] 非相干相加容忍声速的变化，这是因为采用导致仅半波长延迟的声速变化而相干地求和两个像素可以导致破坏性相消除；而如果它们非相干地相加，相同或更大的延迟仅引起图像层中不严重的扭曲失真。这些图像层的相加可以导致最终图像的一些平滑化（在一些实施例中，可以有意的添加这种平滑以使得图像更可读）。

[0075] 可以按照三个图像层描述图像层组合，由此可以进行相干与非相干的确定。这三个情形包括第一级图像层、第二级图像层和第三级图像层。(1) 第一级图像层可以由在从单个发送孔径处接收的、由单个发送孔径的单个声脉冲得到回声形成。对于单个声脉冲与单个接收孔径的独特组合，来自接收孔径中所有接收元件所接收的回声的子图像可以被求和以获得第一级图像层。(2) 可以将由在单个接收孔径处接收的、多个发送的声脉冲的回声（来自相同或不同发送孔径）得到的多个第一级图像层一起求和，以产生第二级图像层。可以通过额外地处理以改进对准或其他图形特性从而进一步改进第二级图像层。(3) 可以通过将采用来自多个不同接收孔径的数据所形成的第二级图像层进行组合，而获得第三级图像。在一些实施例中，第三级图像可以被显示为顺序的时域帧以形成移动的图像视频。

[0076] 如果探头元件的几何形状对于期望精度是已知的并且所有路径之上声速基本上恒定的假设是有效的，在所有三个图像层的层级处，相干相加可以导致多个孔径系统的最大横向分辨率。同样地，在所有图像层层级处，非相干相加导致斑点噪声的最佳平均化以及对于穿过成像媒介的声速次要变化的容忍。

[0077] 在一些实施例中，诸如当将由在不同接收孔径处（其中不同接收孔径以足以引起两个接收孔径的总孔径超过对于给定成像应用的相干宽度的距离而分立）接收到的回声所形成的图像进行组合时，相干相加可以用于组合由其中相位消除不太可能是问题的孔径所得到的图像层，并且非相干相加可以随后用于其中相位消除将更可能出现问题的情形。

[0078] 在一些实施例中，假定选择所使用的接收孔径以具有小于最大相干孔径宽度的宽度，可以通过使用相干相加形成所有第一级图像。对于第二和第三级图像层，相干和非相干求和的许多组合是可能的。例如，在一些实施例中，第二级图像层可以通过相干地求和起作用的第一级图像层而形成，而第三级图像层可以通过非相干地对起作用的第二级图像层求和而形成。

[0079] 在其他实施例中，可以需要通过使用相干和非相干求和的组的广泛类型的任何算法而组合图像层。在一些实施例中，可以配置成像控制系统以存储可以设计用于具体成像应用的多个可选择预编程求和算法。在一些实施例中，这些存储的求和算法可以手动地选择，诸如通过操作手动用户界面控制。备选地，这些存储的求和算法可以基于对于控制系统可用的其他数据或信息而自动的选择。

[0080] 例如，在一些实施例中备选的算法可以包括通过相干相加形成所有第二级和第三级图像层。在另一实施例中，可以通过非相干相加形成所有第二级和 / 或第三级图像层。在其他实施例中，可以仅相干地组合第二级图像的选定组合以形成第三级图像。在其他实施例中，可以仅相干地组合第一级图像层的选定组合以形成第二级图像层。

[0081] 在一些实施例中，第一级图像层也可以通过对于每个接收孔径元件求和同相和正交回声数据而形成（也即求和具有回声 $1/4$ 波长延迟的每个回声）。在大多数实施例中，由

单个接收孔径的元件所接收的回声通常相干地组合。在一些实施例中,可以改变接收孔径的数目和 / 或每个接收孔径的尺寸,以便于使得图像质量度量的一些期望组合最大化,诸如横向分辨率、声速变化容差、斑点噪声减小等等。在一些实施例中,可以由用户选择这些备选的元件对孔径的分组设置。在其他实施例中,可以由成像系统自动地选择或开发这些设置。

[0082] 一旦通过从子图像或较低级的图像层的非相干组合形成图像层(在任何级别),来自较低级图像以及来自组合的图像层的任何相位信息永远不会遗失。因此,使用由非相干求和形成的图像层的任何后续图像层自身将必需非相干地组合。因此,在一些实施例中,只要在图像层组合方法中需要,可以保持相位信息。

[0083] 如上所述,在波束成形期间通常假设平均声速值以便于基于发送时刻与接收时刻之间的时间延迟而确定感兴趣区域内特定点与对应的像素的位置。在柔软人体组织中,声速通常假设为约 1540m/s。然而,已知声速在患者之间以及在单个患者的不同类型软体组织之间以差不多 10% 或更大的比例而改变。在假定的声速与对于特定散射体路径的真实数值之间的变化可以引起波束成形期间的临时误差,这可以接着引起图像中的模糊效应。因此,在一些实施例中,可以配置多孔径超声成像系统以允许对于一些或所有散射体路径自动和 / 或手动调整假定的声速数值。

[0084] 在一些实施例中,多孔径成像系统可以包括“粗略”声速调整,其对于所有散射体路径(也即对于发送孔径和接收孔径的所有组合)增大或减小用于波束成形的声速的假定数值。在一些情形中,这种调整也可以提供用于单孔径超声成像系统。粗略的声速调整可以是手动的(例如转盘、滑块或任何其他物理或虚拟用户界面设备)以允许超声波检验师或其他用户直接增大或减小假定的声速数值,直至系统产生对于用户可接受的结果。在其他实施例中,“粗略”声速调整可以由成像控制系统自动地控制。因此,粗略声速调整可以施加应用单个调整至所有图像层。

[0085] 也可以提供“精细”声速调整的各个实施例。在一些实施例中,可以配置精细声速调整以调整对于单个接收孔径的假定声速数值。在其他实施例中,可以配置精细声速调整以调整对于单个发送孔径的假定声速数值。在其他实施例中,可以配置精细声速调整以对于发送孔径和接收孔径的一个或多个具体组合而调整假定的声速数值。因此,可以配置精细声速控制以有效地施加应用调整至具体的第一级或第二级图像层。如同采用粗略声速调整,精细声速调整可以是手动的、自动的或者两者的组合。

[0086] 在一些实施例中,可以由用户手动地进行粗略声速调整,并且可以由超声成像控制系统自动地进行精细声速调整。在其他实施例中,粗略和精细声速调整均可以自动地控制。在一些实施例中,可以配置超声成像控制系统以计算不同的粗略和 / 或精细声速数值,直至得到的图像(或多个图像)的期望图像质量度量(例如边缘或点的锐度、最大对比度、最大动态范围等)超过阈值。备选地可以应用任何其他“自动聚焦”算法以调整声速数值,直至改进或优化图像质量度量。例如,可以使用任何各种误差最小化优化方法。

[0087] 具有原始数据存储架构的超声系统

[0088] 图 3 是示出了可以包括在超声成像系统的一些实施例中的部件的结构图。图 3 的结构图包括数个子系统:发送控制子系统 204、探头子系统 202、接收子系统 210、图像产生子系统 230、以及视频子系统 240。不同于大多数超声系统,图 3 的系统提供了配置用于存

储用于稍后的检索和处理的原始未波束成形回声数据的存储器设备。

[0089] 如在此使用的,短语“回声数据”、“原始回声数据”和“原始数据”可以指代描述在波束成形之前任何级别处理下的、接收到的超声回声(RX数据)的所存储的回声信息。在各个实施例中,接收到的回声数据可以存储在纯模拟回声信号,直至完全处理的数字图像或偶校验数字视频之间的各个级处。例如,可以使用诸如模拟磁带的模拟记录媒介存储纯原始模拟信号。在处理的稍微更高级别处,可以在模拟信号穿过模拟至数字转换器之后立即存储数字数据。可以对于数字化的回声数据执行进一步增量处理,诸如带通滤波、插值、向下采样、向上采样、其他滤波等等,并且可以在这些额外的滤波或处理步骤之后存储“原始”的输出数据。随后可以波束成形这些原始数据以确定对于每个接收到回声的像素位置,由此形成图像。单个的静止图像可以被组合作为帧以形成移动视频。在此所述的系统和方法的一些实施例中,期望在执行非常少处理之后(例如在数字化回声数据的一些滤波和调节之后,但是在执行任何波束成形或图像处理之前)存储数字化的回声数据。一些超声系统存储波束成形的回声数据或者完全处理的图像数据。

[0090] 除了接收的回声数据之外,也可以期望存储关于产生回声数据的特定集合的一个或多个发送的超声信号。例如,当采用如上所述的多孔径声脉冲超声方法成像时,需要关于产生回声的特定集合的发送声脉冲的信息。该信息可以包括一个或多个发送元件的标识和/或位置,以及频率、幅度(振幅)、脉冲长度(历时)、波形(形状)或描述发送的超声信号的其他信息。发送数据可以共同地在此称作“TX数据”。在一些实施例中,该TX数据可以明确地存储在其中存储原始回声数据的相同原始数据存储器设备中。例如,描述发送的信号的TX数据可以存储作为在由发送信号产生的一组原始回声数据之前的页眉或者之后的页脚。在其他实施例中, TX数据可以明确地存储在对执行波束成形方法的系统也能够访问的分立存储器设备中。在其中明确存储发送数据的实施例中,短语“原始回声数据”或“原始数据”也可以包括这些明确存储的TX数据。

[0091] TX数据也可以隐含地存储。例如,如果配置成像系统以一致或已知的序列发送一致限定的超声信号(例如一致的幅度、波形形状、频率、脉冲长度等),则可以在波束成形过程期间假设这些信息。在这些情形下,与回声数据相关联所需的信息仅是发送换能器的位置(或标识)。在一些实施例中,这些信息可以基于原始数据存储器中原始回声数据的组织而隐含地存储并提取。

[0092] 例如,可以配置系统以在每个声脉冲之后存储固定数目的回声记录。在这些实施例中,来自第一声脉冲的回声可以存储在存储器位置0至“n”处(其中“n”是对于每个声脉冲的所存储的记录数目),并且来自第二声脉冲的回声可以存储在存储器位置n+1至2n+1处。在其他实施例中,可以在回声集合之间留下一个或多个空的或具体编码的记录。在一些实施例中,可以使用各种存储器交叉存取技术来存储接收到的回声数据,以隐含在发送的声脉冲与接收到的回声数据点(或回声群组)之间的关系。通常,对应于由单个接收元件所接收的单个发送声脉冲回声的回声记录的集合可以在此称作单个“回声串”。完整的回声串可以涉及由接收元件接收的单个声脉冲的所有回声,其中局部串可以涉及由接收元件接收的单个声脉冲的所有回声的子集。

[0093] 类似的,假设以一致的已知的采样速率对数据采样,可以从存储器中该数据点位置推断何时接收到每个回声数据点。在一些实施例中,相同技术也可以用于隐含地在单个

原始数据存储设备中存储来自多个接收信道的数据。

[0094] 在其他实施例中,原始数据存储设备 220 中的原始回声数据可以为期望的任何其他结构,只要检索回声数据的系统能够确定哪个回声信号对应于哪个接收换能器元件、以及对应于哪个发送声脉冲。在一些实施例中,描述每个接收换能器元件位置的位置数据连同可以链接至由相同元件接收的回声数据的信息可以存储在校准存储器设备 238 中。类似的,描述每个发送换能器元件位置的位置数据连同可以链接至描述每个发送声脉冲的 TX 数据的信息可以存储在校准存储器设备 238 中。

[0095] 在一些实施例中,原始数据存储设备 220 中的每个回声串可以与描述接收回声的接收换能器元件位置的位置数据、以及描述发送产生回声的声脉冲的发送孔径的一个或多个发送元件的位置的数据相关联。每个回声串也可以与描述发送的声脉冲的特性的 TX 数据相关联。这些关联可以使用任何合适的数据结构执行。

[0096] 如图 3 所示,超声成像系统 200 可以包括超声探头 202,其可以包括多个超声换能器元件,其中一些可以指定作为发送元件,而另外一些可以指定作为接收元件。在一些实施例中,每个探头换能器元件可以将超声振动转换为随时间改变的电信号,反之亦然。在一些实施例中,探头 202 可以包括以任何期望配置的任意数目的超声换能器阵列。与在此所述系统和方法结合使用的探头 202 可以是期望的任何配置结构,包括单孔径和多孔径探头。

[0097] 可以由发送控制器 204 控制超声信号从探头 202 的元件的传输。在基于声脉冲的成像系统中,超声信号可以发送作为区分的、未聚焦声脉冲,具有选择以便尽可能声穿透宽阔区域的特性。这样,可以控制每个发送的声脉冲的特性。这些特性可以包括频率、幅度、脉冲长度、波形(形状)和其他。在一些实施例中,在成像阶段期间发送的所有声脉冲可以具有基本上相同的特性,而一些可以从不同的发送孔径发送。在一些其他实施例中。

[0098] 在一些实施例中,当声脉冲重复频率(也即单位时间发送的声脉冲数目)等于往返旅行时间的倒数(inverse)(也即超声波从发送换能器传播至距离换能器期望距离处的反射体所需的时间,加上回声从反射体沿着相同或不同路径返回至接收换能器的时间)时,可以达到使用基于声脉冲成像技术的成像系统的最大帧速率。

[0099] 在一些实施例中,可以需要在已经接收了第一声脉冲的所有回声之前发送第二声脉冲,该情形可以称作“重叠声脉冲”。发送重叠声脉冲可以在成像情形中是需要的,诸如多普勒成像或者超高帧速率成像,其中可以实现比在另外允许的成像媒介中声波的往返传播时间更快的声脉冲重复速率(每单位时间发送声脉冲的数目)。在一些实施例中,重叠声脉冲可以使用编码激励或其他方法而相互区分。例如,如果发送第一和第二声脉冲而具有使得成像系统正确地区分由第一或第二声脉冲得到的回声的特性,可以在接收了所有来自第一声脉冲的回声之前发送第二声脉冲。数个编码激励技术对于本领域技术人员是已知的,其中任何技术可以用于点源多孔径成像探头。例如,可以通过以第一频率发送第一声脉冲并且以第二(更高或更低)频率发送第二声脉冲而对声脉冲进行频率编码。随后可以通过采用调节以提取第一频率和第二频率以便于将第一声脉冲的回声与第二声脉冲的回声隔离的频率带通滤波器,来处理接收到的回声从而区分这些声脉冲的回声。

[0100] 一旦接收发送信号的回声,探头元件可以产生对应于接收到的超声振动的随时间变化的电信号。表示接收到回声的信号可以从探头 202 输出,并且发送至接收子系统 210。在一些实施例中,接收子系统可以包括多个信道,每个信道包括模拟前端设备(“AFE”)212

和模拟至数字转换设备 (ADC) 214。

[0101] 在一些实施例中,接收子系统 210 的每个信道也可以在 ADC 214 之后包括未示出的各种类型的数字调节器和 / 或数字滤波器 (例如有限脉冲响应 (FIR) 和 / 或无限脉冲响应 (IIR) 滤波器,实数和 / 或复数滤波器,具有一个或多个中心频率、带通宽度、止带衰减率的低通、带通和 / 或高通滤波器,等等)。在一些实施例中,也可以在 ADC214 之前提供模拟滤波器。每个 ADC 214 的输出可以被引导至原始数据存储器设备 220 中。在一些实施例中,可以对于探头 202 的每个接收换能器元件提供接收子系统 210 的独立信道。在其他实施例中,两个或多个换能器元件可以共用共同的接收信道。在另外其他实施例中,单个换能器元件可以使用两个或更多接收信道,其输出可以存储作为原始数据存储器中两个或更多分立的记录集合。例如,原始数据存储器可以包含与单个接收元件相关联并且代表重叠时间周期的两个或多个区分不同的回声串。

[0102] 在一些实施例中,模拟前端设备 212 (AFE) 可以在信号传至模拟至数字转换设备 214 (ADC) 之前执行某些滤波过程。可以配置 ADC 214 以将接收到的模拟信号以一些预设的采样速率转换为一系列数字数据点。不同于大多数超声系统,图 3 的超声成像系统的一些实施例可以随后在执行任何进一步波束成形、滤波、图像层组合或其他图像处理之前,在原始数据存储器设备 220 中存储表示由每个单独接收元件接收到的超声回声信号的时间、相位、幅度和 / 或频率的数字数据。

[0103] 为了将捕捉到的数字采样转换为图像,可以由图像产生子系统 230 从原始数据存储器 220 检索数据。如所示,图像产生子系统 230 可以包括可以由波束成形回声数据形成图像层的波束成形组块 232,以及可以根据期望算法组合图像层的图像层组合 (“ILC”) 组块 234。在一些实施例中,波束成形器 232 可以与包含探头校准数据的校准存储器 238 通信。探头校准数据可以包括关于精确的声学位置、操作质量的信息,和 / 或关于单个探头换能器元件的其他信息。校准存储器 238 可以物理地位于探头内,成像系统内,或者在位于探头和成像系统外部的的位置处。

[0104] 在一些实施例中,在经过图像产生组块 230 之后,图像数据随后可以存储在图像缓冲器存储器 236 中,其可以存储波束成形的以及 (在一些实施例中) 层组合的图像帧。视频子系统 240 内的视频处理器 242 随后可以从图像缓冲器检索图像帧,并且可以将图像处理为可以显示在视频显示器 244 上和 / 或存储在视频存储器 246 中作为数字视频剪辑的视频流,例如在本领域中称作“电影循环”。图像处理器可以在实际显示或存储之前对于静止和 / 或移动的图像执行一个或多个调节或信息叠加 (overlay) 操作,例如均值或高斯滤波、钝化 (unsharp) 掩模或边缘探测、中位或椒盐滤波 (salt-and-pepper filtering)、多帧平均 (本领域中也称作暂留平均)、数据注释等等。

[0105] 在一些实施例中,发送控制器 204 可以包括用于控制探头 202 的换能器元件的模拟和数字部件的任何组合,以根据期望成像算法从选定的发送孔径以期望频率和间隔发送未聚焦超声声脉冲。在一些实施例中,可以配置发送控制器 204 以在超声频率、幅度、脉冲长度、波形等的范围下发送超声声脉冲。在一些 (尽管并非全部) 实施例中,也可以配置发送控制器以作为相控阵列操作发送聚焦的 (也即发送波束成形的) 超声扫描线束。

[0106] 在一些实施例中,可以配置 AFE 212 以在模拟信号传至模拟至数字转换设备之前,对接收到的模拟信号执行各种放大和滤波处理。例如,AFE 212 可以包括放大器,诸如

低噪声放大器 (LNA)、可变增益放大器 (VGA),带通滤波器和 / 或其他放大或滤波设备。在一些实施例中,可以配置 AFE 212 以一旦接收到触发信号则开始将模拟信号传至 ADC 214。在其他实施例中,AFE 设备可以是“自由运行”,连续地将模拟信号传至 ADC。

[0107] 在一些实施例中,每个模拟至数字转换器 214 可以通常包括配置用于以一些一致的预设采样速率对接收到的模拟信号采样的任何设备。例如,在一些实施例中,可以配置模拟至数字转换器以记录在 25MHz 下随时间变化的模拟信号的数字采样,25MHz 是每秒 25 百万个采样或者每 40 纳秒一个采样。因此,由 ADC 采样的数据可以简单地包括数据点的列表,每个可以对应于在特定时刻处的信号数值。在一些实施例中,可以配置 ADC 214 以一旦接收触发信号则开始对模拟信号数字采样。在其他实施例中,ADC 设备可以是“自由运行”,连续地对接收到的模拟信号采样。

[0108] 在一些实施例中,原始数据存储设备 220 可以包括任何合适的易失性或非易失性数字存储设备。在一些实施例中,原始数据存储设备 220 也可以包括用于通过有线或无线网络将原始数字超声数据发送至外部设备的通信电子器件。在这些情形中,发送的原始回声数据可以以任何期望格式存储在外部设备上。在其他实施例中,原始数据存储设备 220 可以包括易失性存储器、非易失性存储器与通信电子器件的组合。

[0109] 在一些实施例中,原始数据存储设备 220 可以包括临时(易失性或非易失性)存储器区段,以及长期非易失性存储器区段。在这些实施例的示例中,在其中波束成形器可能无法足够快速操作以适应由 ADC 支持的全速供应数据的情形中,临时存储器可以用作在 ADC 与波束成形器之间的缓冲器。

[0110] 在一些实施例中,可以配置长期非易失性存储器设备以从临时存储器设备或者直接从 ADC 接收数据。可以配置该长期存储器设备以存储用于后续处理、分析或传送至外部设备的一些原始回声数据。

[0111] 在一些实施例中,原始数据存储设备中数据的数量可以取决于数字采样速率、每个数据采样的大小(以位或字节计)、所应用的任何数据压缩和其他因素。因此,作为一个示例,具有约 16GB 容量的存储器设备可以存储对应于约 6 秒实时显示的原始回声数据(例如在 25MHz 数据采样速率下,每个采样 16 位,128 个接收信道,每帧 32 声脉冲,以及每秒 40 帧)。在其他实施例中,表示更短或更长时间周期的数据可以存储在相同量的存储器中。

[0112] 在一些实施例中,波束成形组块 232 和图像层组合组块 234 可以各自包括配置用于执行特定处理(例如如下所述)的任何数字信号处理和 / 或计算部件。例如,在各个实施例中,波束成形 232 和图像层组合 234 可以由 GPU 上或其他计算加速器上运行的软件、或者由 FPGA 架构上运行的固件执行。在各个实施例中,可以由波束成形组块 232 和图像层组合组块之一或两者执行将来自共同接收孔径的元件的子图像进行组合的步骤的一些或全部。

[0113] 在一些实施例中,视频处理器 242 可以包括可以配置用以将图像帧组装为用于显示和 / 或存储的视频流的任何视频处理硬件、固件和软件部件。

[0114] 实时显示和启动原始回声数据捕捉

[0115] 参照图 3 的结构图以及图 5 的方法流程图,现在将描述用于捕捉并记录原始回声数据的方法 500 的一个实施例。首先,在步骤 502,发送控制器 204 可以控制探头 202 的一个或多个发送元件以发送超声声脉冲。在一些实施例中,在步骤 504,发送控制器 204 也可以明确地将关于发送声脉冲的数字数据(例如用于声脉冲的每个发送元件的标识、声脉冲

的幅度、声脉冲的历时、发送的超声信号的频率和具体波形、或其他数据) 通信至原始数据存储单元 220。在发送发送声脉冲信号之后(或之前)立即地,探头 202 的接收换能器元件可以开始接收回声并且产生对应的模拟信号。在一些实施例中,可以需要在收集接收到数据之前等待经过一定时间间隔。在这些实施例中,“开始捕捉”信号可以在已经经过任何这些时间间隔之后发送至 AFE 212 和 / 或 ADC 214。可以选择该时间间隔以便于仅捕获来自成像对象内期望深度范围的回声数据。

[0116] 在步骤 506,一旦接收声脉冲触发信号,AFE 212 可以开始放大和 / 或滤波随后穿至 ADC 214 的接收到的模拟回声信号。在步骤 508,ADC 214 可以随后以规则间隔对模拟信号采样(例如在一些实施例中是 25MHz,但是取决于诸如发送声脉冲的频率、校对机和波束成形器的性能和精度、以及维持至少尼奎斯特限定的较低最小采样频率以便避免频率混叠所需的因素而可以采用更高或更低速率)。因此,在每个采样点处,ADC 可以产生包含信号幅度和时间戳项目的数字记录。在步骤 510,对于每个采样的数据点的该数字记录流随后可以记录在原始数据存储单元 202 中。在一些实施例中,在步骤 512,每个数据点也可以传至图像形成组块 230。在一些实施例中,可以配置 ADC 214 以存储固定数目的数据点(例如图 5 中由变量“Z”表示)。在步骤 514,图 5 的方法随后可以对于来自任意数目发送孔径的任意数目声脉冲而重复。

[0117] 如图 3 中虚线 250 所示,在一些实施例中,数字化回声数据可以直接从 ADC 发送至波束成形器(在一些情形中,在执行数据调节步骤之后,诸如额外的滤波、插值、向下采样、向上采样等等),并且可以以最小延迟对图像进行波束成形、处理和基本上实时显示。在一些实施例中,为了获得该实时显示,可以使用任何各种方法以减小形成图像所需的处理量。例如,可以使用各种数据缩减方法以最小化在用户(例如超声波检验师)改变探头位置以及查看由图像系统显示的对应改变之间的人类可察觉的延迟。

[0118] 在图 2 的实施例中,用户可以查看在控制面板 100 的显示屏 130 上的超声图像,而同时相对于待成像的人体移动探头。一旦找到期望的视图,用户可以启动在超声成像控制系统上的“捕捉”过程。系统可以随后将一些量的数字化原始回声数据记录在长期存储器设备中。在一些实施例中,捕捉过程可以通过诸如图 2 中所示的按压合适地设计的按钮 110 而发起。在其他实施例中,捕捉过程可以通过另一用户交互控制 120 而发起,诸如对触摸敏感的设备、转盘、滑块、视网膜扫描仪、语音命令、键盘、鼠标、轨迹垫、触摸垫、或用户交互控制的组合。在一些实施例中,原始回声数据捕捉可以由远程控制经由网络连接而发起。

[0119] 在一些实施例中,可以配置超声成像系统 200 以连续地将原始回声数据的最近 X 秒存储在临时存储器设备和 / 或长期存储器设备(也已知为“循环缓冲器”)中。例如,在一些实施例中,原始回声数据连续存储的时间长度“X”可以取决于临时存储器设备或长期存储器设备的容量,以及捕捉第二原始回声数据的每个片段所需的存储器空间。因此,如果存储器存储容量足以存储最近六秒的原始回声数据,则可以配置系统以连续地采用新数据替代旧数据,以便于维持最近六秒数据的连续存储。在其他实施例中,X 的数值可以是用户可配置的或者是小于或等于易失性和非易失性存储器的总容量的预定时间周期。

[0120] 在各个实施例中,“捕捉”过程可以追溯地(retroactively)或提前发起。例如,在一些实施例中,用户可以命令系统(例如通过用户界面交互)以保存之前 X 秒数据。备选地,用户可以命令系统以保存接下来 X 秒数据。在其他实施例中,追溯和预先原始回声数据

的组合可以捕捉并且存储在原始数据存储设备中。

[0121] 在一些实施例中,可以检索并处理存储在原始数据存储设备 220 中的原始回声数据,以用于图像的实时或近实时显示。在其他实施例中,可以从原始数据存储设备 220 检索并且处理原始回声数据,以用于以慢动作或快动作(例如时间推移)回放从而查看实时不可见的细节。

[0122] 例如,在一个实施例中,探头的元件可以划分为两个接收孔径,以及八个发送孔径。在该示例性实施例中,单个时域帧可以从八个声脉冲的回声形成,八个声脉冲从采用第一和第二接收孔径每一个的元件接收的八个发送孔径的每一个发出。因此,单个时域帧可以包括总共 16 个第二级图像层(从每个接收孔径各八个第二级图像层)。备选地,时域帧的数目可以通过由较少数目第二级图像(例如八个第二级图像替代 16 个)的组合形成每个时域帧而增大(例如以便于产生“慢动作”视频)。相反地,可以通过由更多数目的第二级图像的组合(例如 32 或 64 个第二级图像替代了 16 个)形成每个时域帧,而减小时域帧的数目(例如以便于产生“时间推移”视频)。

[0123] 在另一示例中,探头可以划分为三个接收孔径,以及 16 个发送孔径。在该示例性实施例中,单个时域帧可以从 16 个声脉冲的回声形成,该 16 个声脉冲从采用第一、第二和第三接收孔径的每一个的元件接收的 16 个发送孔径的每一个而发出。因此,单个时域帧可以包括总共 48 个第二级图像层(每个接收孔径 16 个第二级图像层)。备选地,可以通过从较少数目第二级图像的组合(例如八个或 24 个第二级图像替代了 48 个)形成每个时域帧而增大时域帧的数目(例如以便于形成“慢动作”视频)。相反地,可以通过从较多数目第二级图像的组合(例如 64 或 96 个第二级图像替代了 48 个)形成每个时域帧,而减小时域帧的数目(例如以便于形成“时间推移”视频)。

[0124] 在其他实施例中,一些期望的处理步骤可能需要比在与超声成像系统的现场、实时成像阶段的时间和硬件约束内可用的更多的处理时间或计算功率。在这些实施例中,可以检索并且处理存储在超声系统的原始数据存储设备 220 中的原始回声数据以用于稍后的图像显示。

[0125] 例如,在一些实施例中,可以在患者在场的超声数据捕捉阶段之后数小时、数天、数周、数月或甚至数年再次处理并显示回声数据。在一些实施例中,后续的处理和显示可以发生在完全不同于用于捕捉超声回声数据的硬件、固件和/或软件上——处理甚至可以发生在基于云的分布式系统上,例如得到的图像流去往诸如无线平板、智能电话的移动设备、或其他网络互连的显示系统。额外地,当新的处理算法和启发式可视化和/或优化方法变得可用时,可以再次处理之前捕捉的数据以查看进一步细节。

[0126] 捕捉至外部存储

[0127] 在一些实施例中,如上所述捕捉并且存储在原始数据存储设备中的原始回声数据可以随后复制或者转发至外部(例如备用)存储器存储设备。这些数据传输可以发生在任何可用的有线或无线数据传输系统之上,诸如蓝牙、IR/ 红外、USB、IEEE 1394 火线、雷电(thunderbolt)、以太网/内联网/互联网(TCP/IP、FTP 等到)或其他。在一些实施例中,数据可以装载回到超声成像系统上(例如用于声穿透和原始回声数据捕捉的相同系统,或者类似配置的超声成像系统)以用于重新处理、重新波束成形和图像查看。在其他实施例中,可以采用软件和/或硬件配置个人计算机以波束成形和/或处理原始回声数据,而不使

用专用的超声成像系统。在其他实施例中,可以由诸如平板电脑或智能电话的任何其他合适配置的计算设备或系统上的软件波束成形、处理并显示原始回声数据。在其他实施例中,原始回声数据可以通过网络上传至可以远程地处理图像数据的可网络访问的服务器。

[0128] 图 4 示出了超声数据捕捉以及传输设备 260 的实施例,其可以采用最小硬件部件配置以用于经由通信设备 264 和有线或无线网络 266 将原始回声数据通信至远程成像系统 262。图 4 的超声数据捕捉设备 260 可以包括如上所述的发送控制器 204、AFE 212 以及 ADC214。替代了任何波束成形或图像处理部件,设备 260 可以替代地包括配置用以经由网络 266 将原始回声数据发送至远程系统 262 的通信设备 264。远程系统 262 可以包括配置用以对由设备 260 捕捉到的原始回声数据波束成形并处理的硬件、固件和软件。在一些实施例中,可以配置通信设备以将原始回声数据实时流送至远程系统。在其他实施例中,超声数据捕捉设备 260 可以包括用于短期存储原始回声数据的内部存储器设备 220(例如作为传输缓冲器)。在其他实施例中,内部存储器设备 220 可以配置用于在捕捉设备 260 内较长期地存储原始回声数据。例如,在一些实施例中,内部原始数据存储器设备 220 可以包括可移除的数据存储器设备,诸如 SD 卡、光学存储设备(诸如 CD 或 DVD)或任何其他固态非易失性数字存储器设备。

[0129] 例如,在一个实施例中,患者可以访问超声波检验师,并且超声波检验师可以在捕捉并存储原始回声数据期间进行超声检查。数小时、数天或数周之后(也即在阶段之后任何时刻,甚至在患者物理上在场很久以后),医师可以使用个人计算机或成像系统以重新检查在检查阶段期间产生的图像。在一些实施例中,这种重新检查可以包括仅在访问原始回声数据时可能的数种处理过程。现在将描述这些处理过程的示例。

[0130] 在一些实施例中,来自成像阶段的原始数据可以与当成像校准影像(phantom)时捕捉到的原始回声数据一起存储。通过校正在波束成形期间做出的换能器元件位置假定,影像成像阶段的原始回声数据可以用于稍后成像阶段数据的校准。描述了每个换能器元件位置的信息可以通过如申请人之前申请中所述的校准方法而获得。这些元件位置数据可以存储在校准存储器设备 220 中,其可以物理地采用其他元件定位,或者可以位于远程网络可访问的服务器中。然而在一些实施例中,元件位置信息可以在执行校准操作与捕捉原始超声数据之间改变。例如,探头可以在原始回声数据捕捉阶段之前或期间掉落、损伤或者可以另外调整。在一些实施例中,重新处理所存储的原始回声数据的能力意味着探头可以实际上在捕捉了原始回声数据之后重新校准,并且可以使用更新的元件位置信息重新波束成形数据。在其他实施例中,可以分析存储在原始数据存储器设备中的原始回声数据以确定探头实际上并未校准。

[0131] 重新处理原始回声数据

[0132] 具有原始数据存储器设备的超声成像系统的一些实施例可以使能许多独特的用户交互,可以显著地扩展超声成像的诊断有用性。通过在成像阶段期间捕捉并且存储原始回声数据,这些超声成像系统可以允许用户调整基本的波束成形和图像处理设定,以获得显著改进的图像和/或仅使用存储的原始回声数据替换视图或细节。

[0133] 在一些实施例中,可以在已经捕捉了原始回声数据之后的任何时刻重新波束成形存储的原始回声数据。如上所述,使用声脉冲传输系统在多孔径超声成像的设备环境中进行波束成形,这通常是基于反射体、发送元件位置与接收元件位置之间的三角法关系对于

每个反射体确定显示位置的过程。基于使用假定的声速以及对于给定反射体在发送声脉冲与接收回声之间时间间隔的距离校准,来确定该三角法关系。因此,可以由数个因素确定任何给定反射体的显示位置,每个因素可以取决于数个其他因素。在正常的实时成像期间,可以假设这些因素的一些或所有为恒定数值以便于限制处理时间。当处理时间不受实时显示图像的约束时,可以调整或优化参与实施波束成形校准或其他图像形成和 / 或图像处理捕捉的变量因素,以进一步改进图像质量。因此,在原始回声数据的时移 (time-shifted) 重新波束成形期间,可以优化诸如声速和发送或接收元件位置的潜在可变量以改进图像质量。

[0134] 重新波束成形超声数据的能力也可以促进对于期望图像区域“放大”而不损失任何图像分辨率的改进能力。这可以采用模拟至数字摄影术来理解。许多数字相机具有“光学缩放”功能和“数字缩放”功能。“光学缩放”光学地给出了使得对象更靠近相机的印象,由此增大了图像的尺寸。结果,“光学缩放”的图像受益于相机的图像捕捉设备的全像素分辨率。与之相反,“数字缩放”仅修剪图像并且增大了捕捉到像素的尺寸,由此给出了相同的“缩放”结果的印象,但是代价是随着每个增量“数字缩放”步骤而减小了图像分辨率。与由大多数超声成像系统采用的损失分辨率的“缩放”处理过程相反,具有预波束成形器存储器设备的超声成像系统可以在不损失图像分辨率的能力的情况下提供放大。放大并且在比原始图像更小区域内重新波束成形超声图像数据的能力类似于“光学缩放”,因为波束成形器可以仅由图像的所需“放大”区域内图像数据产生全分辨率的图像。

[0135] 使用多孔径声脉冲成像方法产生超声图像,这意味着来自整个感兴趣区域的图像一直“被对焦”。这是真实的,因为每个发送的声脉冲示出了整个区域,并且接收孔径接收了来自整个区域的回声。在这些情形中,图像的最大范围可以主要地受限于衰减和信噪比因素,而不是发送或接收波束成形设备的狭窄受限焦点。结果,可以使用原始回声数据的相同集合、从被声穿透的感兴趣区域的任何部分形成全分辨率图像。将在此使用术语“图像窗口”以指代待波束成形和显示的整个声穿透感兴趣区域的一部分。因此,在各个实施例中,可以通过缩放或者从一个图像窗口移动镜头至另一个而改变图像窗口。在一些实施例中,同时图像可以由被声穿透的区域内的多个重叠或非重叠的图像窗口形成。

[0136] 与之相反,使用相控阵列发送 / 接收成像系统,被聚焦的仅成像区域是位于发送的超声信号被聚焦的深度范围内的区域。结果,这些系统(即便它们采用了预波束成形器存储器)限制了它们在实时成像阶段期间原始显示的声穿透区域之外构造声穿透区域的一部分的图像的能力。此外,当这些系统的用户希望通过“放大”而增大显示图像的尺寸时,因为额外的采样数据无法另外填补那些空白,系统通常在显示的像素之间内插数据。

[0137] 例如,在典型的成像阶段期间,使用多孔径声脉冲成像方法的超声系统的用户可以选择任何期望的“缩放”级别的图像区域,以便于显示整个声穿透区域的选定部分的图像。在一些实施例中,来自与多孔径超声探头基本上相同宽度的区域的任何部分的原始回声数据可以被波束成形以产生图像。在该成像阶段期间,系统可以捕捉并且存储整个声穿透区域的原始回声数据,而同时仅显示选定区域的实时图像。为了产生实时图像,系统可以使用接收到(和 / 或存储)的回声数据执行如上所述的接收波束成形步骤。特别地,系统可以使用假定的声速数值、元件位置数据、接收到回声的时间延迟以及相干 / 非相干求和算法,对接收到的回声三角定位以形成图像。在一些实施例中,系统可以形成具有对于特定

显示优化的像素分辨率的实时图像。如此,在显示设备具有比真实波束成形分辨率更低的固有分辨率的情形中,可以忽略表示在显示的图像像素之间点的一些回声数据。在一些实施例中,可以必要使用少于用于实时显示的波束成形时所有可用的回声数据的硬件限制,诸如由处理或数据传输电子器件施加的限制。出于这些或其他原因,在一些情形下,系统可以被限定仅使用所有可用回声数据的一部分以用于形成图像。

[0138] 在成像阶段之后一些点处,如果变成期望放大或缩小(或者水平地或垂直地扫视图像)以获得对于原始声穿透区域地一些部分的不同视图,用户可以简单地在该区域内任意处限定新的观察区域。系统随后可以通过使用假定的声速数值、元件位置数据、接收到回声的时间延迟以及相干/非相干求和算法,对回声三角定位而在选定区域内波束成形表示回声的回声数据,从而仅形成选定区域的新图像像素。如此,可以形成具有全波束成形分辨率的新图像,即便选定区域在原始实时图像中不可见。如在此另外所述,当从存储的原始回声数据产生图像时,也可以相对于在实时成像阶段期间使用的数值而改变各个波束成形参数(声速、元件位置、权重因子、求和算法等)。结果,稍微较低级别的技巧对于在实时成像阶段期间捕捉原始数据是可接受的。

[0139] 在一个实施例中,使用存储的原始回声数据的超声成像方法可以包括以下步骤:在超声成像阶段期间,使用配置用于多孔径声脉冲成像的超声系统,产生感兴趣区域的第一区段的实时图像,而同时存储来自整个声穿透区域的回声数据。可以随后从存储器设备检索回声数据,并且可以使用相同或不同的波束成形参数产生第二感兴趣区域的第二图像。第二图像可以具有与第一图像相比相同、更低或更高的像素分辨率。在一些情形中,第二感兴趣区域可以是第一感兴趣区域内的较小区域。在其他实施例中,第二感兴趣区域的一部分可以位于第一感兴趣区域外侧,但是在声穿透区域内。在另外其他实施例中,第一和第二感兴趣区域可以完全不重叠。

[0140] 在一些实施例中,独立地对单个声穿透区域的分立区段波束成形的能力可以有益地用于同时查看声穿透区域的两个分立部分。如在此另外所述,数秒、数分钟或更多的图像数据可以存储并且检索以用于稍后查看。在一些实施例中,第一感兴趣区域可以限定为包括诸如患者的基本上整个心脏的截面的第一解剖学结构,而第二感兴趣区域可以限定为包括第一区域的放大区域以便于增大解剖学结构的一部分或子结构的图像尺寸,诸如心脏的主动脉瓣。因为图像均由相同数据集合产生,结构和子结构(例如心脏和瓣)的移动图像将优选地同步,并且可以同时观察以在心动周期中相同点处显现心脏(或其他结构)不同区域的动作(或解剖结构的其他运动)。类似的,也可以产生第三图像以显示声穿透区域的另一部分的同时动作,高亮另一子结构或整个分立结构,诸如心脏的三尖瓣或相邻器官。相同技术可以用于观察其他器官的区域(例如肺、肝、肾,或诸如腕关节、踝关节、膝关节、肩关节、髋关节或脊骨的肌肉-骨骼结构)。

[0141] 如果基于3D空间数据(如以下所述),优选地同步的图像窗口甚至可以限定为并非位于共同平面上的结构。因此,可以从存储的回声数据集合提取覆盖了共同三维空间的非共面区段的第一和第二图像窗口,并且那些图像窗口可以独立地波束成形并且同时同步显示。

[0142] 在另一实施例中,可以配置系统以通过在最大可能分辨率下对整个声穿透区域的所有可用回声数据波束成形而产生比显示分辨率更高的像素分辨率。在这些实施例中,可

以通过计算回声数据以建立最小合理可分辨细节的尺寸、并且随后波束成形回声数据以形成其中可见那些小细节的图像,来确定波束成形图像的最大分辨率。在一些实施例中,假定可获得足够的硬件资源和时间,使用所有可获得回声数据的最大分辨率可以仅受限于总孔径宽度以及发送和接收的超声的波长。在一些这种实施例中,可以形成其中单个像素表示物理面积尺寸大约为所使用超声信号波长一半的图像。在一些实施例中,这些高分辨率图像可以组合作为视频循环中的帧。

[0143] 在其他实施例中,放大图像区域的上述方法可以允许对声穿透区域内解剖学或结构化特征的非常精确的测量。通过如此事实可能做出测量,在任何选定的“缩放”级别下,像素尺寸与成像对象尺寸之间关系是明确已知作为如上所述像素导向波束成形方法的结果。例如,不论在实时成像期间显示何种缩放级别,如果特征在声穿透区域内并且包括在回声数据集合中,用户可以稍后放大以观察并且精确地测量特征,诸如动脉直径、静脉直径、心脏腔室尺寸、胎儿心脏尺寸或任何其他期望的特征或对象目标。

[0144] 如上所述,在一些实施例中,由不同声脉冲或由相同接收孔径形成的图像层可以使用相干和非相干求和的各种组合而组合以便于适应在大的总孔径之上的声速差别,或者用以改进在组合的图像中的图像分辨率或减小斑点。在一些实施例中,其他相干和非相干求和算法可以应用于存储的原始回声数据以便于寻找不同结果。

[0145] 在一些实施例中,在图像层组合期间权重因子可以适用于各个像素以便于改进图像质量,如本申请人的之前申请中所述(美国专利申请案号 13/850,823,名称为“用于通过应用权重因子改进超声图像质量的系统和方法”,2013年03月26日提交)。通过重新处理所存储的原始回声数据,这些权重因子可以不同地应用,或者可以在已经捕捉数据之后进一步优化。

[0146] 如上描述了一些实施例,其中可以调整或者优化沿着一个或多个超声发送和/或接收路径的对于声速的假定数值,以便于改经组合的图像层的对准。在一些实施例中,这些调整和/或优化可以应用于存储的原始回声数据。在存储的原始回声数据的重新处理期间应用这些调整可以允许执行更耗时的优化(例如优化平均声速数值以在波束成形校准中使用)。

[0147] 在一些实施例中,发送和接收孔径可以在已经捕捉超声数据之后重新限定。如上所述,发送或接收孔径的尺寸、位置和数目可以取决于特定目标对象几何形状或其他因素而改变。在一些实施例中,可以适应地对这些孔径的尺寸、位置或数目做出改变,以便于优化从所存储的原始回声数据产生的图像的质量。

[0148] 申请人的在先申请(美国专利申请案号 13/730,346、2012年12月28日提交的名称为“任意路径的M模式超声成像”)描述了用于限定并且显示任意M模式路径的系统和方法。使用存储的原始回声数据,可以基于在原始数据查看阶段期间已经重新波束成形的所存储的原始回声数据而限定并显示新的M模式路径。在一些实施例中,m模式路径可以限定在视图的一个字段中,并且可以与并非必需包含与M模式路径相同的特征的完全不同的视图字段一起显示。例如,在一些实施例中,对应于沿着m模式路径的点的原始回声数据可以从原始数据存储设备检索并且独立于用于形成完整图像的原始回声数据而波束成形。

[0149] 多普勒成像和弹性成像涉及在所有多孔径声脉冲成像阶段期间并非必需存在的发送图案。例如,基于声脉冲的多普勒超声成像涉及在非常高声脉冲重复速率(例如接近

或者快于对应于往返声脉冲传播时间的速率)下从一个或两个发送孔径发送相对低频率的声脉冲(与成像频率相比)。基于声脉冲的弹性成像也可以涉及在剪切波诱导脉冲的传输之后以非常高的声脉冲重复速率发送成像声脉冲。

[0150] 当发送这些图案时,不论是否处理回声以在初始成像阶段期间显示多普勒或弹塑性图像结果,可以捕捉并存储得到的原始回声数据。因此在一些实施例中,当在原始回声数据捕捉阶段期间存在之前参考的申请中所述的多孔径多普勒或弹性成像发送图案时,可以使用从原始数据存储设备检索到的捕捉到的原始回声数据解释或者分析多普勒或弹性成像结果。例如,在一些实施例中,多孔径多普勒图案可以在成像阶段期间发送,并且可以捕捉并存储得到的多普勒回声数据而不在现场成像阶段期间处理或显示彩色多普勒流。存储的原始回声数据可以稍后从存储器检索并且使用相同或不同处理硬件处理,以便于可视化并分析多普勒成像的结果。类似的,在一些实施例中,多孔径弹性成像图案可以在成像阶段期间发送,并且可以捕捉和存储得到的回声数据,而不在现场成像阶段期间处理或显示应变信息。存储的原始回声数据可以稍后从存储器检索并且使用相同或不同的处理硬件处理,以便于可视化并且分析弹性成像处理过程的结果。

[0151] 在一些实施例中,可以压缩图像数据以便于产生不具有显著可察觉延迟的实时图像。在一些情形中,这些压缩可以具有将在不同点处获得的图像组合的效果(例如通过将多个发送的声脉冲获得的图像层组合)。这可以具有从捕捉回声数据所在的最大可能帧速率减小真实显示的帧速率的效果。然而,通过不同地重新波束成形原属回声数据并且组合图像,可以获得远远更高的帧速率(也即每秒更多帧数目)。在一些实施例中,在远远更高的帧速率下形成的图像可以逐帧或者以慢动作观察。尽管可以以相对于显示帧速率每秒更低数目的帧发生慢动作回放,因为这些帧可以表示与对于实时查看所展示的图像相比更短时间间隔下发生的事件,可以看到更多细节。例如,心脏瓣的部分的一些运动比采用传统的超声系统可以捕捉的远远更快。在远远更高的帧捕捉速率下观察这些运动图像的能力可以使得诊断能力显著改进。

[0152] 除了原始回声数据的重处理之外,可以在重处理原始回声数据之后,重新应用、修改或改进任何其他下游的图像或视频处理步骤。例如,可以在将原始回声数据重新处理为图像和视频数据之后重新应用各种视频处理滤波器(例如平均、中值、方差、高斯、去斑、高通、边缘增强、对比度增强、钝化掩模或其他图像和视频处理滤波器)。

[0153] 捕捉和使用三维原始数据的实施例

[0154] 也可以有益地使用类似系统和方法捕捉、存储并重新波束成形三维空间的原始数据。如上所述相同的基于声脉冲的成像技术可以通过以下步骤而应用于3D空间(volumetric)数据:发送并未约束在单个平面(例如三维半球形或近半球形超声信号)的声脉冲信号、以及采用沿着垂直于成像媒介的至少两个正交轴线相互分立布置的接收元件接收回声。配置用于基于声脉冲3D空间成像的多孔径超声探头可以具有大的总孔径,这可以实质上大于用于有意设计的成像应用的任何预期的容差。

[0155] 3D空间数据可以使用如上所述基本上相同的系统和方法捕捉并存储。通常,用于3D成像的多孔径探头可以具有比主要设计用于2D成像的探头实质上更多的换能器元件。同样地,用于在基于声脉冲成像方法期间捕捉并存储3D空间数据的成像系统可以包括实质上更多接收信道并且也可以包括更大容量的原始数据存储设备。存储在存储器设备中

的原始回声数据可以如上所述构造,以使得可以基于接收它们的特定接收元件以及产生回声的特定发送声脉冲而区分这些回声。

[0156] 也可以使用与那些用于对 2D 基于声脉冲回声数据波束成形类似的系统和方法,来执行对 3D 基于声脉冲回声数据的波束成形。每个数字化采样数值可以表示来自声穿透感兴趣区域的散射体。如在 2D 情形中一样,可以分析每个接收到采样的幅度及其达到时间以及发送和接收换能器的具体位置,以限定识别了散射体潜在位置的点的轨迹。在 3D 情形中,该轨迹是三维椭圆柱体,其焦点在发送和接收换能器的位置。发送和接收换能器元件的每个独特组合可以限定相同反射体的分立视图。因此,通过组合来自多发送接收换能器组合的信息,可以更精确地表示每个反射体的真实位置。

[0157] 例如,在一些实施例中,可以通过首先计算选定的数字采样而在计算机存储器中组装在体元 3D 阵列中的图像。选定的数字化采样数值可以写入由如上所述对应的椭圆柱体所指示的每个体元。前进至采用所有其他收集的采样数值执行相同过程,并且随后组合所有得到的椭圆柱体可以产生更精细的图像。真实的散射体由许多椭圆柱体的交叉点指示,而并未由其他椭圆柱体增强的椭圆柱体的部分将具有低级信号,并且可以作为噪声处理(也即由滤波器或其他图像处理步骤消除或减小)。

[0158] 在其他实施例中,可以通过以将要产生的最终 3D 图像空间中的选定体元开始而改变计算的顺序。例如,对于选定的体元,最接近的存储采样可以针对每个发送器/接收器配对而标识。随后可以评估并求和(或求平均)对应于选定体元的所有采样(也即具有与体元交叉的椭圆柱体的所有采样)以产生体元的最终表达式。可以通过计算从发射器(也即从此发射声脉冲信号以产生回声采样的发射器)的三维位置至选定体元位置的向量距离、加上从选定体元位置至接收采样处接收器的位置的向量距离,而确定采样与选定体元的接近程度。可以通过将总路径长度除以穿过成像对象的声速,将该线性距离与时分采样数值相关联。使用该方法,对应于计算得到时间的采样可以与选定体元相关联。

[0159] 因为声脉冲信号声穿透了待成像的整个区域,经由基于声脉冲成像获得的回声数据是无缝的。与之相反,从一系列扫描线组装得到的 2D 图像通常在相邻扫描线之间的空间中需要对图像数据一定数量的插值。类似地,从一系列平面切片组装得到的空间数据也倾向于在相邻平面切片之间空间中需要对图像数据的一些量的插值。

[0160] 基于声脉冲回声数据的无缝特征意味着,沿着 3D 空间的任意部分可以获取任意 2D 切片而无需插值。在一些情形中,可以通过一段空间数据获取非平面或弯曲的切片,并且弯曲路径切片的结果可以或者作为平坦化的平面图像或者作为透视图,而显示在二维显示器上。该信息也可以经由诸如全息照相显示器或体视显示器的三维显示器而展示。因此,在一些实施例中,来自空间成像阶段的原始回声数据可以从存储器设备检索,空间的一些或全部可以波束成形或者显示作为图像,可以选择空间的期望区域(由软件自动地或者由操作者手动地),并且选定的区域可以重新波束成形并且展示作为新图像。

[0161] 图 6 示出了方法 600,由此从业者可以使用合适地配置的成像系统,以检查在可以由相同从业者或者不同从业者在此之前时刻和/或在不同位置处执行的现场成像阶段 500 期间捕捉的原始回声数据。在步骤 601,可以从存储器设备来自成像阶段的原始数据,在步骤 602,从业者可以控制系统以使用图像形成参数的预设集合来从原始数据构造图像,以及在步骤 604,从业者随后可以查看得到的图像。在步骤 606,从业者随后可以改变一个或多个

图像形成参数,以尝试改进图像或者改变声穿透区域的一部分以便查看(例如通过放大、缩小或扫视改变图像窗口)。在步骤 608,从业者随后可以引导系统以使用改变的参数构造并显示图像,以及在步骤 610,可以随后查看新图像。如果需要的化,在步骤 612 可以多次重复改变图像形成参数的步骤 606、使用改变参数构造图像的步骤 608 以及显示新图像的步骤 610。

[0162] 图 7 示出了由合适地配置的超声成像系统可以执行的、以便于对在现场成像阶段 500 期间捕捉的原始超声回声数据重新处理的方法 700。方法 700 可以包括:步骤 704,从存储器设备检索原始数据,步骤 706,接收指示一个或多个待改变的图像形成参数的用户输入,步骤 708,使用改变的图像形成参数构造图像,以及步骤 710,显示新图像。如果期望的话,可以在步骤 712 多次重复接收用户输入的步骤 706、使用改变参数构造图像的步骤 708、以及显示新图像的步骤 710。如以上各个实施例所述,用户输入可以明确地规定待改变的图像形成参数,或者用户输入可以隐含地指示待改变的图像形成参数。明确改变参数的示例可以包括改变声速数值,而隐含规定参数的示例可以包括图像层组合算法(使用相干和非相干相加的组合对图像层组合)的选择。

[0163] 在图 6 的方法 600 或者图 7 的方法 700 中,改变的图像形成参数可以包括波束成形参数,诸如声速数值、一个或多个换能器元件位置变量或者权重因子。图像形成参数也可以包括换能器元件分组为孔径,或者诸如改变每帧图像层数目的图像层形成参数,或者用于使用相干或非相干相加组合在不同层级处的图像层的算法。改变图像参数也可以包括选择 M 模式线以显示、或者从三维空间选择二维切片。

[0164] 尽管已经在某些优选的实施例和示例中描述了本发明,本领域技术人员应该理解的是,本发明将具体描述的实施例扩展超过至其他备选实施例和/或本发明、及其明显修改和等价方式的使用。对于以上实施例的各种修改对于本领域技术人员是容易地明确的,并且在此限定的一般性原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下适用于其他实施例。因此,在此所述的本发明的范围意在不由如上所述具体公开的实施例所限,而是应该仅通过对以下权利要求的合理解读而确定。

[0165] 特别地,可以在相关技术领域的技术人员的水平内采用材料和制造技术。此外,对于单数项目的引用包括存在复数个相同项目的可能性。更具体地,如在此以及所附权利要求中使用的,除非上下文明确给出相反指示,单数形式“一”、“一个”、“所述”和“该”包括复数个所指物。如在此使用的,除非明确给出相反指示,术语“或”是包括所有存在的备选例,并且基本上意味着与通常使用的短语“和/或”相同含义。因此,例如短语“A 或 B 可以是蓝色的”可以意味着任意以下含义:A 单独是蓝色的,B 单独是蓝色的,A 和 B 均是蓝色的,以及 A、B 和 C 是蓝色的。应该进一步注意的是,撰写权利要求以排除任何可选的元件。同样地,该陈述意在用作前提基准以用于如“独自地”、“仅”等等地这种排他性术语与权利要求要素的引用结合使用,或者使用“否定性”限制。除非在此另外限定,在此使用的所有技术和科技术语具有与本发明所属技术领域的本领域技术人员所通常理解的相同的含义。

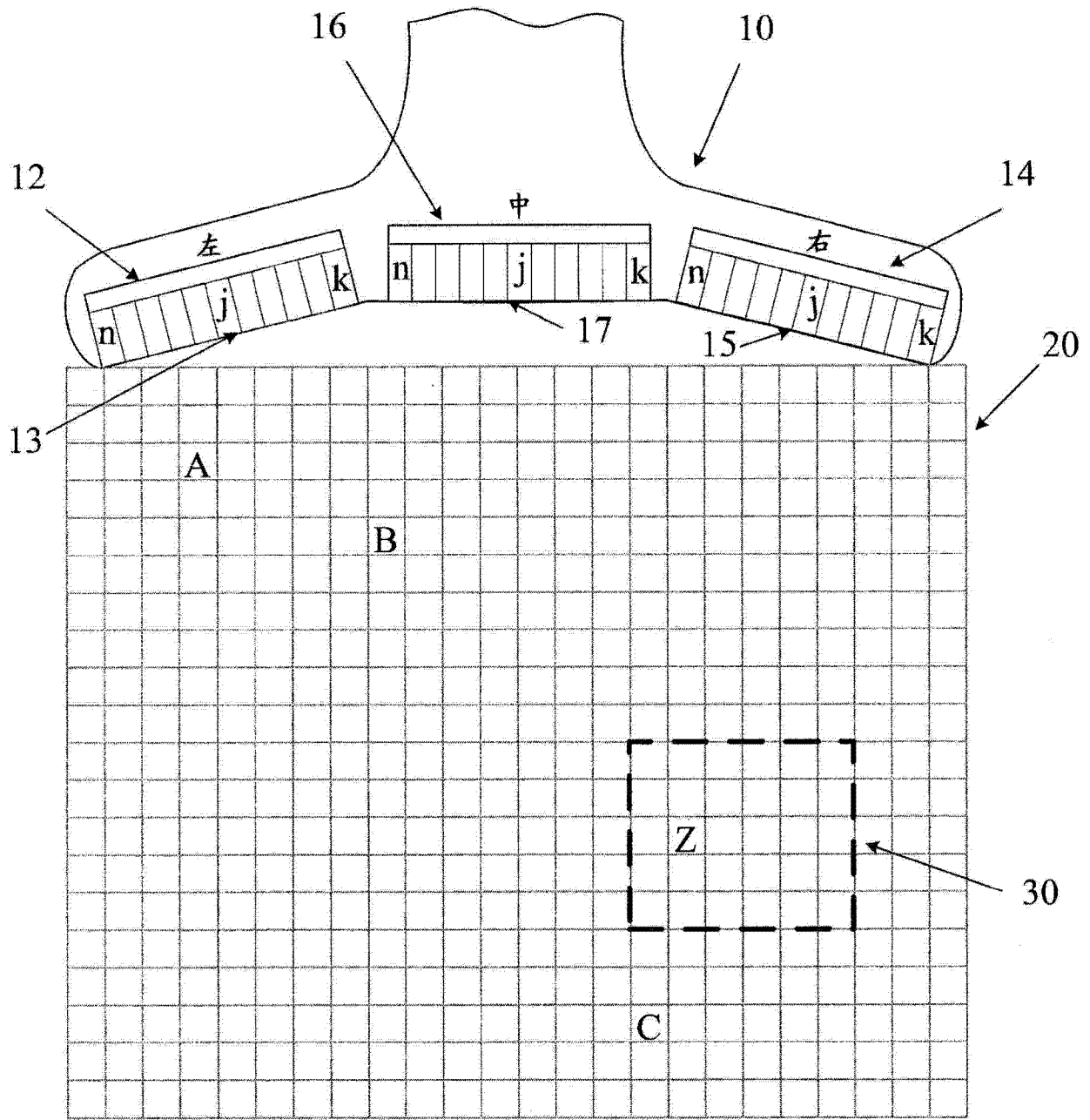


图 1

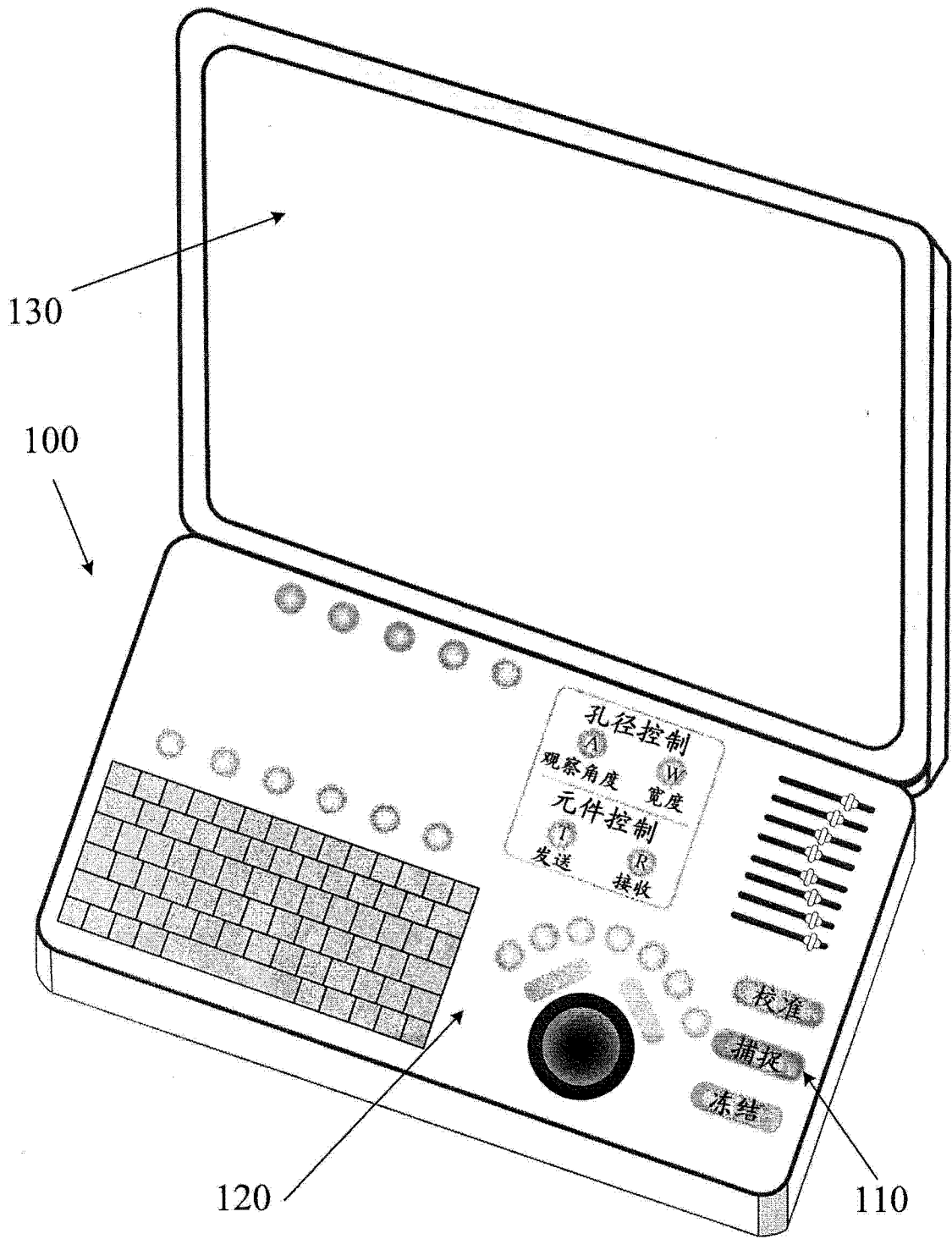


图 2

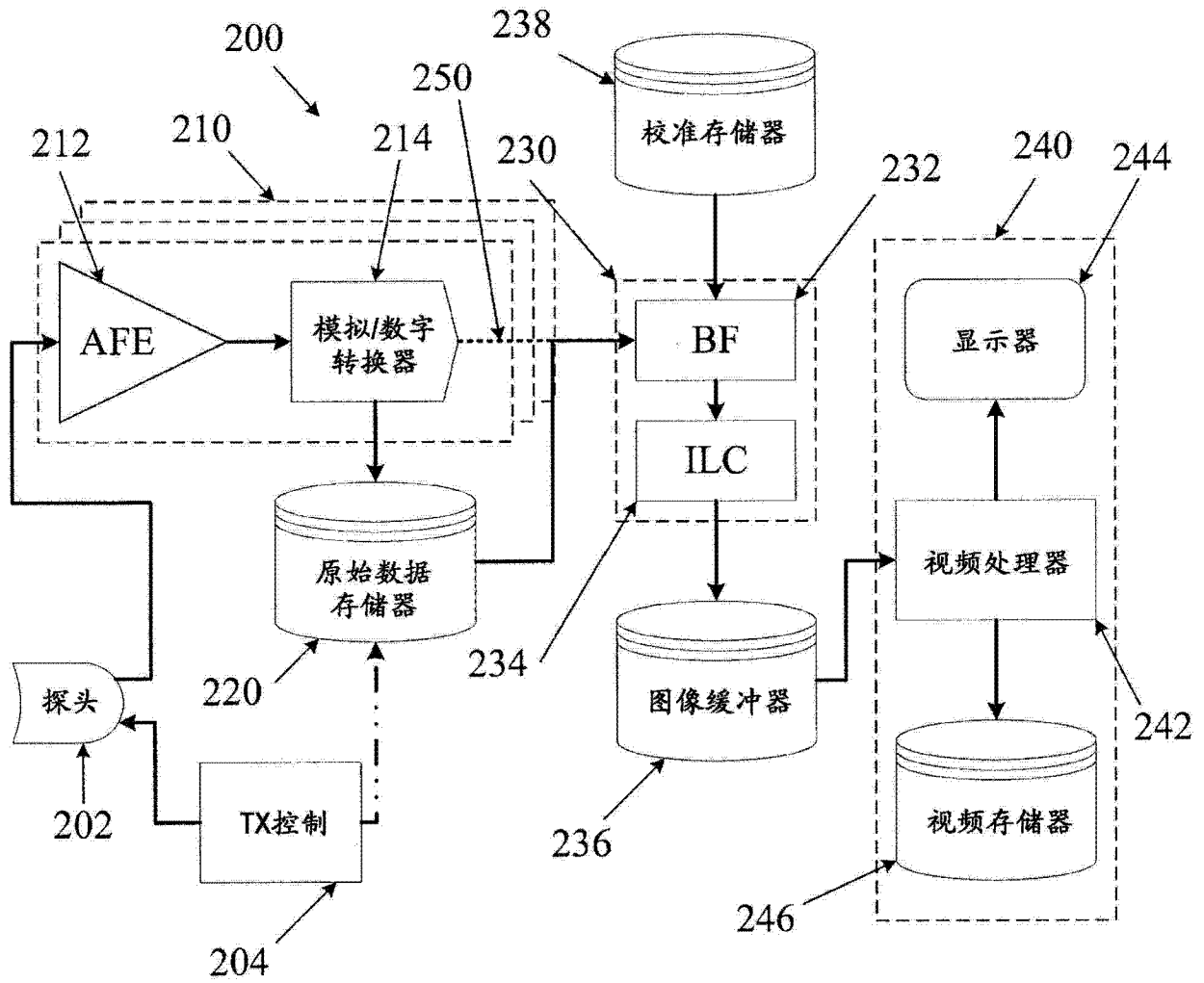


图 3

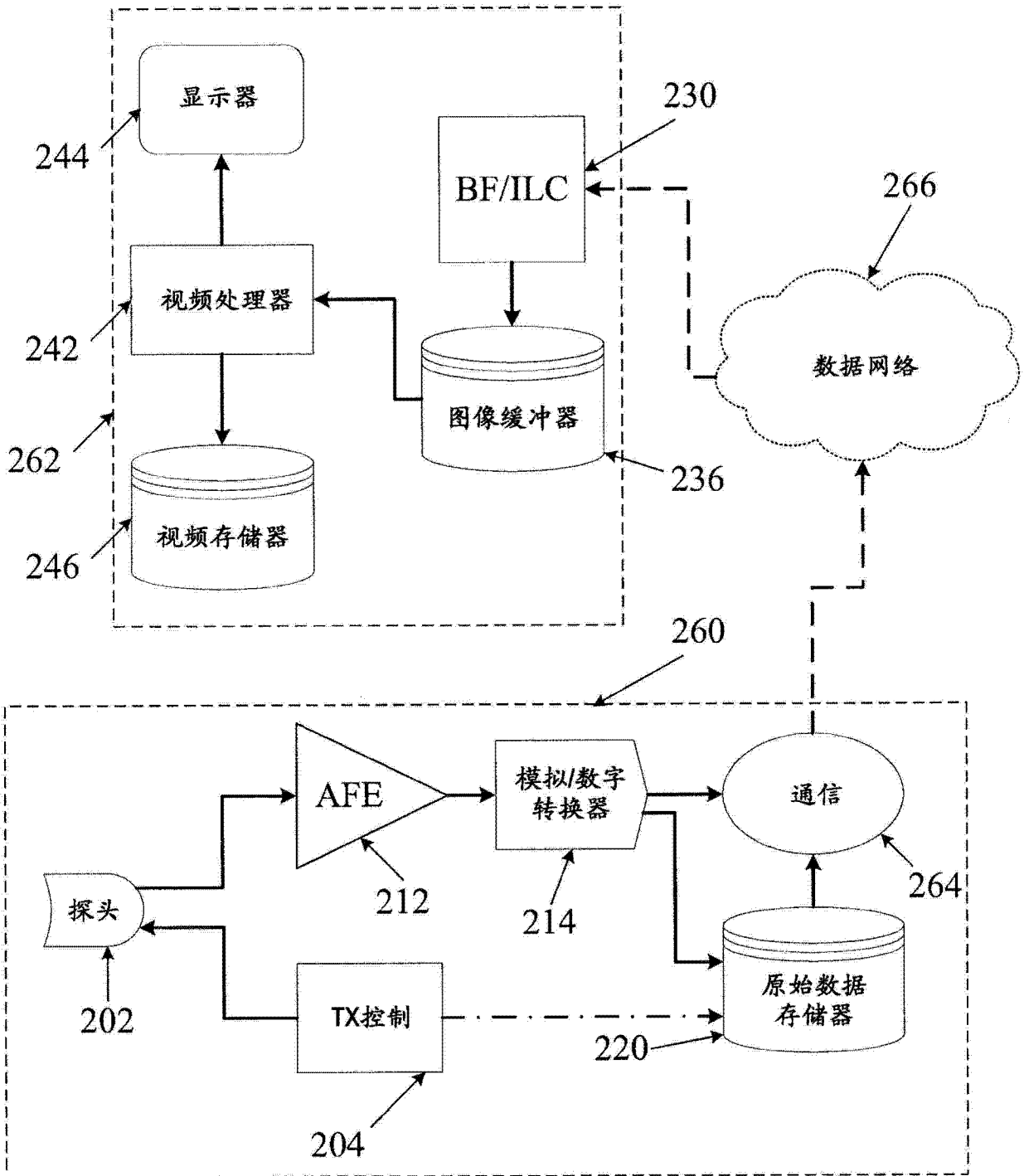


图 4

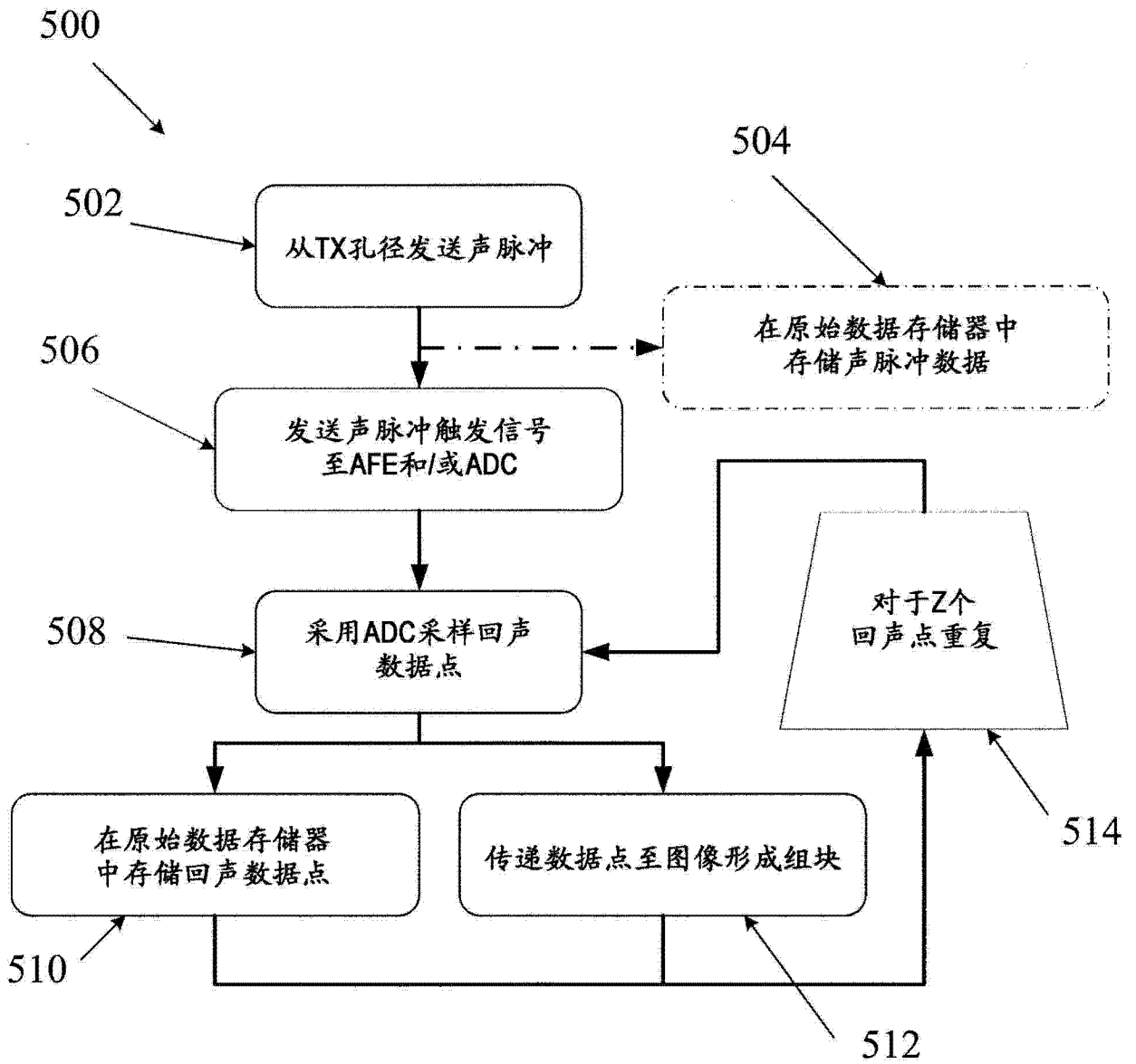


图 5

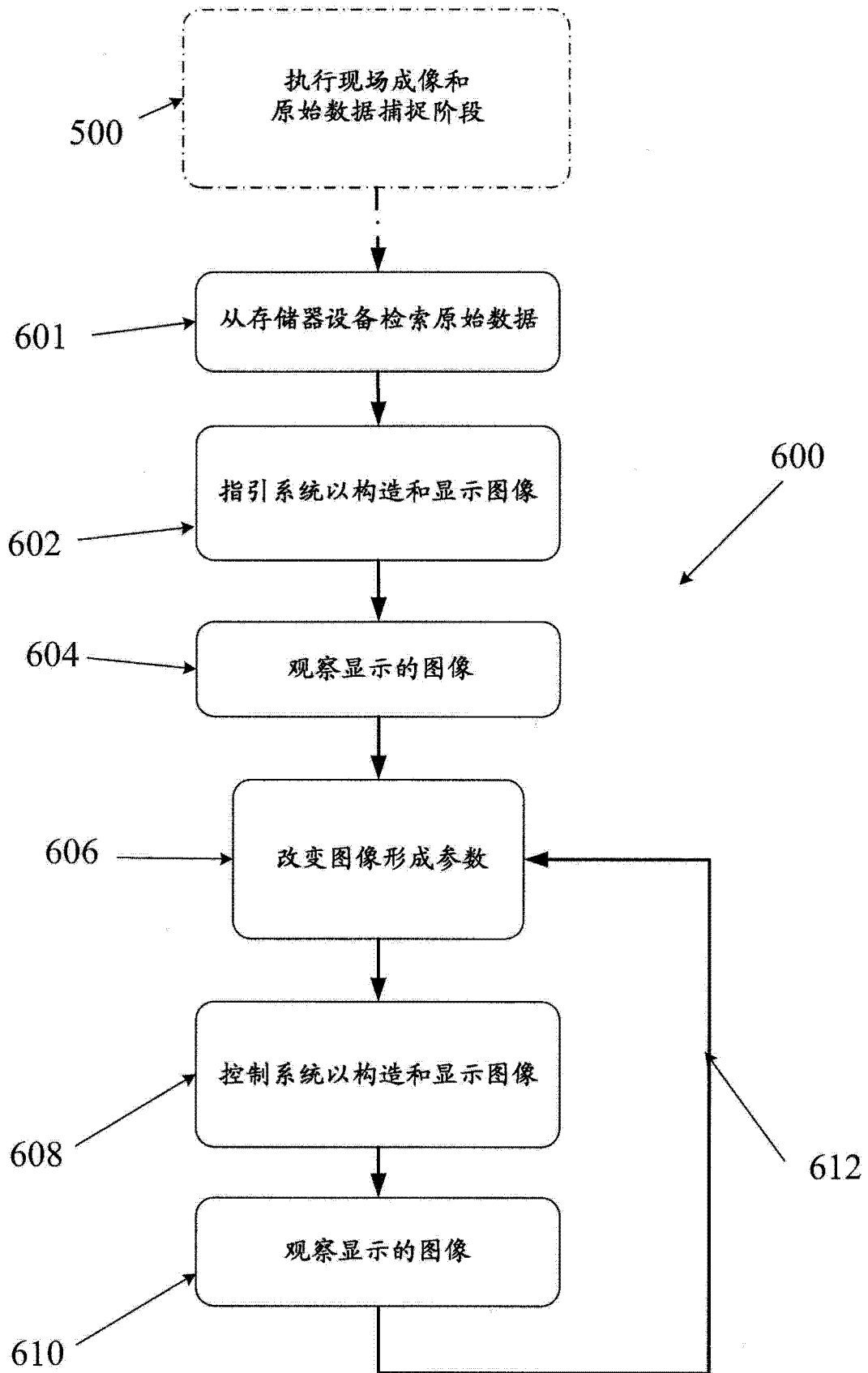


图 6

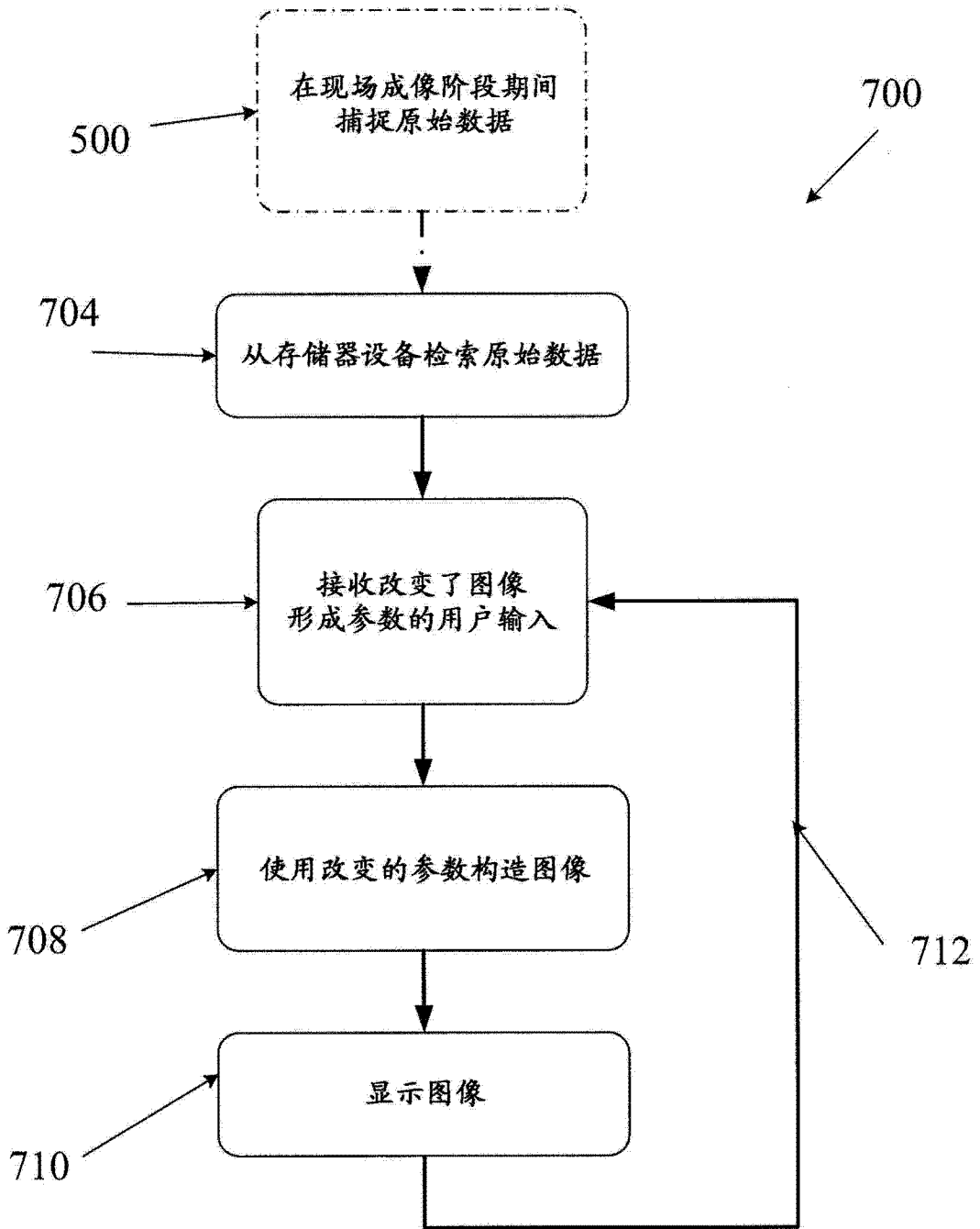


图 7

专利名称(译)	超声成像系统存储器架构		
公开(公告)号	CN104582582A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201380043917.3	申请日	2013-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
当前申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
[标]发明人	JR卡尔 KD布鲁尔 VN李 M奥伊莱特 M布莱克		
发明人	J·R·卡尔 K·D·布鲁尔 V·N·李 M·奥伊莱特 M·布莱克		
IPC分类号	A61B8/00 G06F3/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/565 A61B8/582 A61B8/585 A61B8/587 G01S7/52042 G01S7/52049 G01S15/8927 G01S15/8979 G01S15/8993 G01S15/8995 G01S15/8997 G06F3/14 A61B8/4427 A61B8/4483 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S7/52098 G10K11/346		
代理人(译)	王茂华		
优先权	61/691717 2012-08-21 US		
其他公开文献	CN104582582B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可以配置多孔径超声成像系统以存储原始的未波束成形的回声数据。可以使用修改的参数检索并且重新波束成形所存储的回声数据，以便于增强图像或者展示原始图像中不可见或不可辨别的信息。也可以通过网络发送原始回声数据，并且由并非物理地靠近执行成像的探头的远程设备进行波束成形。这些系统可以允许医师或者其他从业者操纵回声数据如同它们直接地对患者成像，即便患者不在场也是如此。由这些系统和方法可以得到许多独特的诊断机会。

